

ІНСТИТУТ НАДТВЕРДИХ МАТЕРІАЛІВ ІМ. В. М. БАКУЛЯ  
НАЦІОНАЛЬНА АКАДЕМІЯ НАУК УКРАЇНИ

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ  
СІКОРСЬКОГО»

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Кваліфікаційна наукова  
праця на правах рукопису

**Єфросінін Дмитро Володимирович**

УДК 621.923.74

**ДИСЕРТАЦІЯ**  
**ТЕХНОЛОГІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ТОЧНОСТІ ТА ШОРСТКОСТІ**  
**ПОВЕРХНІ ГОЛОВКИ ЕНДОПРОТЕЗА КУЛЬШОВОГО СУГЛОБУ З**  
**ТИТАНУ**

05.02.08 – технологія машинобудування

13 – механічна інженерія

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

 Д. В. Єфросінін

Науковий керівник Шейкін Сергій Євгенович, доктор технічних наук,  
старший науковий співробітник

Київ-2020

## АНОТАЦІЯ

*Єфросінін Д. В.* Технологічне забезпечення точності та шорсткості поверхні головки ендопротеза кульшового суглобу з титану. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук (доктора філософії) за спеціальністю 05.02.08 «Технологія машинобудування» (13 – Механічна інженерія). – Інститут надтвердих матеріалів ім. В. М. Бакуля НАН України. – Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» МОН України, Київ, 2020.

Роботу присвячено визначенню закономірностей механічної фінішної обробки поверхні головки ендопротеза кульшового суглобу з титану марки *Grade 2 ASTM F67-13* з подальшим термодифузійним азотуванням (ТДА).

Проаналізовано можливості використання титану при виготовленні головок ендопротеза кульшового суглобу. Розглянуто літературні джерела, в яких описано способи і інструмент, які використовуються в фінішній обробці титанових сплавів, стану поверхні після обробки.

Для основних досліджень використовувався стенд, що розроблений на базі токарно-гвинторізного верстату *CJ6250YB/1500*.

Дослідження пар тертя виконувались на розробленій машині торцевого тертя, що встановлюється, центрується і фіксується на вертикально-свердлувальному верстаті. Для визначення коефіцієнту тертя машина обладнана тензометричними датчиками. Навантаження на зразки тертя таровано. Згідно стандарту *ASTM F732-82* тиск та швидкість обертання кільця по площині виставлялися наступними:  $P=3,54$  МПа,  $V=0,057$  м/с. В якості робочої рідини використовувалась плазма крові.

Знос зразків, що обертаються контролювався електронним мікрометром IP-54. Глибина канавки зносу на поверхні контртіла вимірювалася на

контактному профілограф-профілометрі *RT10* при отриманні її профілю. Вимірювання зносу деталей пари тертя оцінювалося після проходження кожних 4-х кілометрів за сумарним шляхом тертя – 60 км. При цьому враховувалися тільки характеристики, отримані після закінчення періоду приробітки (200 – 400 м).

Дослідження шорсткості сферичної поверхні деталей були виконані на приладі «*MicronAlpha*». Прилад розроблений в Національному авіаційному університеті (м. Київ), базою для якого використали МІІІ-4.

Представлено матеріали по розробці адаптивного інструменту для прецизійної обробки сферичної поверхні титанової головки ендопротеза кульшового суглобу. Адаптація відбувається завдяки зміні висоти виступання зерен при контакті з оброблюємим матеріалом.

Для проектування інструменту необхідно визначити границі зміни поверхневої жорсткості зв'язки  $K$  при взаємодії з іншим матеріалом.

Апроксимацією було розраховано теоретично необхідні значення жорсткості зв'язки для рівномірного зйому матеріалу в наступному діапазоні зернистості  $z=200/160 - 20/14$ .

Розрахувавши теоретично максимальне значення жорсткості  $K=51 - 1113$  було спечено вісім зразків зв'язки, які повинні відповідати цьому значенню. Жорсткість зразків зв'язки перевірялась в Інституті проблем міцності ім. Г. С. Писаренка НАН України (м. Київ) шляхом їх здавлювання на руйнівній машині *Instron 8802*. Жорсткість  $K$  змінювалась в діапазоні від значення близького до нуля до приблизно 2200 Н/мм.

Перевірка отриманої зв'язки на адаптивність та відсутність адгезійних зв'язків підтвердила можливість її використання для обробки титану.

При обробці титанової деталі на токарному верстаті за технологічною схемою вільного притирання були визначені граничні умови роботи нового інструменту. Це два основних параметри, що впливають на обробку деталі: сила притискання інструменту  $P = 50 - 200$  Н та частота обертання заготовки  $n = 1000$  об/хв. При цьому швидкість різання одночасно в різних точках має

такий діапазон  $V_p = 0,2 - 1$  м/с. Якщо збільшити, або зменшити частоту обертання заготовки, то це призводить до задируутворювань на деталі, або відбуваються викиди на інструменті, що автоматично призводить до браку деталі.

Робота інструменту на практиці була перевірена в діапазоні зернистостей  $Z = 200/160 - 28/20$ . Зернистість інструменту нижче ніж 28/20 має дуже низьку продуктивність, або при збільшенні зусилля притискання призводить до задируутворювань на деталі. Експериментально встановлено, що такими притирами отримана шорсткість поверхні  $Ra$  0,25 і відхилення від некруглості менше 10 мкм при використанні інструменту з зернистостями 200/160, 63/50, 28/20.

Фінішне механічне полірування сферичної поверхні на титані марки *Grade 2* до шорсткості  $Ra < 0,05$  при її вимірюванні на довжині траси 0,08 мм згідно міжнародного стандарту *ISO 7206-2:2011* проводилось за використання розробленої полірувальної пасти, яка має інтенсивну механо-хімічну дію на поверхню деталі, що оброблюється.

Найкращий результат при поліруванні головки ендопротезу кульшового суглобу з титану був отриманий з використанням бавовняних непрошитих кругів діаметром 150 мм та спеціально розробленою полірувальною пастою. Швидкість обертання на периферії круга складає  $V = 3,75$  м/с.

Головки ендопротеза кульшового суглобу з титану марки *Grade 2* з подальшим ТДА були перевірені на стенді-імітаторі в парі тертя з хіруленом та доведено, що розроблена технологія виготовлення такої головки сприяє покращенню триботехнічних властивостей в метало-полімерній парі тертя в 3,3 рази.

В дисертаційній роботі вперше встановлено, що модифікація робочої поверхні титанового компонента пари тертя «азотований *Grade 2* / *PE-UHMW*» термодифузійним насиченням азотом дозволяє отримати триботехнічні характеристики на рівні пари « $ZrO_2$  / *PE-UHMW*», тобто, значно кращі ніж пар «*CoCrMo* / *PE-UHMW*» та «нержавіюча сталь / *PE-UHMW*».



Запропоновано концепцію технологічного забезпечення точності та шорсткості сферичної поверхні головки з титану, засновану на послідовному застосуванні двох видів алмазно-абразивної обробки: вільного притирання інструментами на основі абразивного композиту з адаптивними властивостями та подальшого полірування абразивною пастою, що має механо-хімічний вплив на оброблювану поверхню, до шорсткості  $Ra < 0,05$  та  $Rt < 0,1$  з відхиленням від сферичності не більше як 10 мкм згідно ISO 7206-2:2011.

Вперше при створенні адаптивної зв'язки інструменту на основі композиції модифікованої епоксидної смоли, карбонату кальцію та синтетичних алмазів, методом спектроскопії комбінаційного розсіювання при навантаженні на зв'язку зафіксоване значне підвищення адсорбційної взаємодії частинок карбонату кальцію з полімером в оточенні навантажених алмазних зерен, що проявляється у зростанні інтенсивності відповідних ліній спектру комбінаційного розсіювання та підтверджує адаптивність зв'язки.

Вперше показано, що при застосуванні алмазних притирів із адаптивною зв'язкою, яка не схоплюється з титаном, зміна сили притискання притиру до виробу з титану при обробці в межах 50 – 200 Н не впливає на шорсткість сферичної поверхні, а змінює лише продуктивність обробки.

Вперше експериментально встановлено, що додавання в основу алмазної полірувальної пасти діамантів з саліциловим альдегідом дозволяє отримувати шорсткість поверхні заготовки з *Grade 2* до  $Ra 0,05$  та менше. Для якісної обробки необхідно застосовувати мусліновий круг діаметром 150 мм при лінійній швидкості обертання 3,75 м/с на периферії.

**Ключові слова:** титан, ендопротез кульшового суглобу, зносостійкість, пара тертя, шорсткість поверхні, азотування, полірування.

## SUMMARY

*Iefrosinin D. V.* The technological support of the accuracy and roughness of

the surface of the head of the hip joint endoprosthesis from titanium. – Qualification scientific work manuscript copyright.

Thesis for the candidate degree in technological sciences, specialty 05.02.08 “The technology of mechanical engineering”. – V. M. Bakul Institute of Superhard Materials of NAS of Ukraine. – National Technical University of Ukraine “Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”, Ministry of Education and Science of Ukraine, Kyiv, 2020.

The work is devoted to the determination of the regularity of the mechanical finishing treatment of the surface of the head of the endoprosthesis of the hip joint of the Grade 2 ASTM F67-13 grade titanium with subsequent thermodiffusion nitriding (TDA).

The possibilities of using titanium in the manufacture of endoprosthesis of the hip joint are analyzed. The literature sources, which describe the methods and tools used in the finishing of titanium alloys, the state of the surface after treatment, are considered.

The stand for basic research was developed using a CJ6250YB / 1500 tools machine.

Investigation of friction pairs was performed on a developed friction face machine, which is installed, centered and fixed on a vertical drilling machine. The machine is equipped with strain gauges to determine the coefficient of friction. Load on friction samples is tare. According to the ASTM F732-82 standard, the pressure and speed of the ring were exhibited as follows:  $P = 3.54 \text{ MPa}$ ,  $V = 0.057 \text{ m / s}$ . As a working fluid, plasma was used.

The rotation of the rotating specimens was controlled by an *IP-54* electric micrometer. Depth of the groove on the surface of the counter was measured on the contact profilometer *RT10* upon receipt of its profile. Measurement of wear of friction steam parts was estimated after passing every 4 kilometers along the total friction path – 60 km. Only the characteristics obtained after the end of the run-up period (200 – 400 m) were taken into account.

The studies of the surface roughness on the details were performed on the appliance “*MicronAlpha*”. The appliance was developed at the National Aviation University (Kyiv), the base for this was used МИИ-4.

The materials of the development of an adaptive tool for precision machining of the spherical surface of the titanium head of the hip joint prosthesis are presented. Adaptation occurs due to changes in the height of the projection of the grains in contact with the processed material.

For the tool design, it is necessary to determine the boundaries of change in the surface stiffness of the bunch  $K$  when interacting with other material.

The approximation of the theoretically necessary values of bond stiffness for uniform material removal were calculated in the following grains ranging  $z = 200/160 - 20/14$ .

The theoretically calculating of the maximum stiffness value  $K = 51 - 1113$  of the eight bond specimens were sintered. This should correspond to this values. At the Institute for Strength Problems of G. S. Pysarenko of the NAS of Ukraine (Kyiv) was tested the stiffness of the bonding specimens by squeezing them on an Instron 8802 destructive machine. The stiffness  $K$  varied from near zero to about 2200 N / mm.

The verification of the received bond to adaptability and the absence of adhesive bonding confirmed the possibility of its use for machining titanium.

The processing a titanium component on a lathe according of the technological scheme of free grinding for the new tool the operating conditions were determined. These are two main parameters that are affect to the processing of the workpiece: the pressing force to the tool  $P = 50 - 200$  N and the frequency of the rotation of the workpiece  $n = 1000$  rpm. The cutting speed at the same time at the different points has the following range  $V_p = 0.2 - 1$  m / s. Increasing or decreasing the frequency of the rotation of the workpiece will result to tearing into parts of the workpiece, or breakage of the tool, this result automatically to brack the parts.

The work of the tool in the range grains of  $Z = 200/160 - 28/20$  were tested. The grain size of the tool below  $Z = 28/20$  has a very poor performance efficiency

the tool. The results of increasing the clamping force is to leading of the tearing on the workpiece. It is experimentally established that such lapping results in a surface roughness of  $Ra$  0.25 and a deviation from non-circularity of less than 10  $\mu\text{m}$  when using a tool with a grain size of  $Z = 200/160; 63/50; 28/20$ .

Finishing mechanical polishing of a spherical surface on titanium of Grade 2 to the roughness of  $Ra < 0.05$  when measured at a track length of 0.08 mm according the international standard *ISO 7206-2:2011* was conducted using the developed polishing paste, that has an intensive the mechanical and chemical action to the surface of the workpiece.

The best result of the polishing the head of the hip joint endoprosthesis from titanium was obtained by using cotton non-stitched circles with a diameter of 150 mm and the specially designed of the polishing paste. The speed of rotation on the periphery of the circle was  $V = 3.75 \text{ m / s}$ .

The head of the hip joint endoprosthesis from titanium of Grade 2 followed by TDN were tested on a simulator in friction pair with chirulene. It was proved that the developed the technology of manufacturing this head contributes to the improvement of the tribotechnical properties of 3,3 times in the metal-polymer friction pair.

At the first time in the dissertation work, the modification of the working surface of the titanium component of the friction pair "nitrided Grade 2 / PE-UHMW" by the thermodiffusion with nitrogen allows are obtained tribotechnical characteristics on the degree of the tribological pair " $\text{ZrO}_2$  / PE-UHMW" which is much better than the friction pairs " $\text{CoCrMo}$  / PE-UHMW" and "*stainless steel* / PE-UHMW".

The concept was proposed of a technological assurance of accuracy and roughness of the spherical surface of the head of the hip joint endoprosthesis from titanium that based on the sequential application of diamond-abrasive machining tool of lapping with adaptive bunch and the subsequent polishing of the surface by the developed abrasive paste to the surface roughness of  $Ra < 0.05$  and  $Rt < 0,1$  with a deviation from spherical surface not more than 10  $\mu\text{m}$  according to *ISO 7206-*

2:2011.

At the first time, in created an adaptive bonding of a tool which based on the composition of modified epoxy resin, carbonate of the calcium and synthetic diamonds, by the method of Raman spectroscopy, a significant increase in the adsorption interaction of calcium carbonate particles with the polymer surrounded by loaded diamond grains. This increasing the intensity of the corresponding lines of the Raman spectrum and confirms the adaptability of the bond.

At the first time, it has been shown that when applying diamond grinders tools with adaptive bunching that does not cling to titanium when to changing the force the pressuering of the grinder tool to the titanium product during processing from 50 to 200 N does not affect the roughness of the spherical surface. This changes the grinding performance.

At the first time, it has been experimentally established that adding the diamines and salicylic aldehyde to the diamond polishing paste allows to proving of the titanium of Grade 2 to the surface roughness  $Ra \leq 0.05$ . For qualitative processing it is necessary to apply a muslin circle with a diameter of 150 mm at a linear speed of rotation of 3.75 m / s on the periphery.

**Keywords:** titan, hip joint endoprosthesis, wear resistance, a pair of friction, roughness of surface, nitridation, polishing, non-roundness.

## СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗДОБУВАЧА

### Монографії:

1. Дьомін В. Ю. Титан в медичних парах тертя: Монографія / В. Ю. Дьомін, С. Є. Шейкін, І. М. Погрелюк, Є. О. Пащенко, І. Ю. Ростоцький, Д. В. Єфросінін, Ю. О. Цеханов, О. В. Грушко, М. І. Даниленко, W. Tuszynski, A. Mankowska-Snopczynska, A. Snapski-Adamski. – ІНМ ім. В. М. Бакуля НАН України. – Київ: Логос, 2019. – 146 с. *Здобувачем наведені рішення технологічних задач, що використані при розробці технологічного процесу*

*виготовлення головки ендопротезу кульшового суглобу з титану.*

**Видання, які входять до наукометричних баз:**

2. Tools for precision diamond machining of spherical heads of endoprostheses from pure titanium / Paschenko E. A., Sheykin S. E., **Efrosinin D. V.**, Chernenko A. N., and Milotskii R. V. – Journal of Superhard Materials, 2013, Vol. 35, № 3, Allerton Press, Inc., 2013. P. 175 – 182. *Здобувачем виконано експериментальну роботу та визначено режими обробки новим інструментом.*

**DOI: 10.3103/S1063457613030076**

3. Tribological behavior of the friction pair “Grade 2/PE-UHMW” and the technology of the production of its spherical part made of Grade 2 / S. Sheykin, I. Pohrelyuk, I. Rostotskyi, **D. Iefrosinin**, W. Tuszynski, A. Mankowska-Snopczynska. – Tribologia, 6/2018 (282), Publishing House of Institute for Sustainable Technologies – National Research Institute in Radom, Poland, 2018 P. 137 – 148. *Здобувачем виготовлено головки ендопротезу кульшового суглобу з технічно чистого титану з використанням розробленого інструменту.*

**DOI: 10.5604/01.3001.0012.8445**

**Фахові видання:**

4. Розенберг О. А. Влияние предварительного пластического деформирования на шероховатость поверхности титанового сплава Ti-Si после алмазной доводки / О. А. Розенберг, С. В. Сохань, Н. Н. Кузьменко, **Д. В. Ефросинин**. – Породоразрушающий и металлообрабатывающий инструмент – техника и технология его изготовления и применения: Сборник научных трудов. – вып. 11 – Киев: ИСМ им. В. Н. Бакуля НАН Украины, 2008. С. 422 – 427. *Здобувачем визначено вплив пластичного деформування титану на алмазне доведення.*

5. Розенберг О. А. Инструмент из АКТМ для обработки деталей из титановых сплавов обкатыванием / О. А. Розенберг, С. Е. Шейкин, А. А. Шульженко, А. А. Шепелев, В. Г. Гаргин, И. Ю. Ростозкий, Н. А. Русинова, **Д. В. Ефросинин**. – Породоразрушающий и металлообрабатывающий

інструмент – техніка и технологія его изготовления и применения: Сборник научных трудов. – вып. 12 – Киев: ИСМ им. В. Н. Бакуля НАН Украины, 2009. С. 443 – 447. *Здобувачем виконані експериментальні дослідження по обкатуванню титанових сплавів інструментом з АКТМ*

6. Розенберг О. А. О шероховатости обработанной поверхности и упрочнении поверхностного слоя при накатывании деталей из ВТ1-0 и ВТ 22 стальными шарами / О. А. Розенберг, С. Е. Шейкин, А. Г. Моляр, И. Ю. Росточкий, **Д. В. Ефросинин**. – Технологические системы. – 2/2010 (51). – Киев, 2010. *Здобувачем виконані експериментальні дослідження по обкатуванню титанових сплавів інструментом з ШХ15.*

7. Підвищення службових характеристик пари тертя «ВТ 1-0/Хирулен» для ортопедії іонно-плазмовим азотуванням титану / Бондар В. К., Кумуржи О. Ю., Росточкий І. Ю., **Єфросинін Д. В.** – Вісник Хмельницького національного університету, № 4. – 2011. С. 11 – 14. *Здобувачем отримано експериментальні результати характеристик пар тертя на машині торцевого тертя.*

8. Шейкин С. Е. О работоспособности чистого титана в паре трения с хируленом / С. Е. Шейкин, И. Ю. Росточкий, **Д. В. Ефросинин**. – Високі технології в машинобудуванні: зб. наук. праць. – 2011. – Вип. 1 (21). – С. 274 – 283. *Здобувачем проведено експериментальну роботу та перевірена працездатність чистого титану в парі тертя з хіруленом.*

9. Шейкин С. Е. Повышение работоспособности пары трения «титан/хирулен» / С. Е. Шейкин, А. В. Рутковский, И. Ю. Росточкий, **Д. В. Ефросинин**, В. К. Бондарь. – Фізико-хімічна механіка матеріалів. – 2012. – № 1. – Львів. С. 106 – 110. *Здобувачем виконано експериментальну роботу та проведено аналіз працездатності пари тертя «титан/хірулен».*

10. Шейкін С. Є. Поверхневе зміцнення титану ВТ1-0 за термодифузійного насичення азотом у діапазоні температур 650...750 °С / С. Є. Шейкін, І. М. Погрелюк, **Д. В. Єфросинін**. – Фізико-хімічна механіка матеріалів. – 2014. – №1. – Львів. С. 67–75. *Здобувачем проведено вивчення*

*впливу термодифузійного насичення азотом титану VT1-0 на поверхнєве зміцнення та шорсткість поверхні.*

#### **Патенти:**

11. Патент на корисну модель № 75753 МПК (2012.01) B24D 3/00 від 10.12.2012, Бюл. № 23 / Композиція для виготовлення абразивного інструменту / Пащенко Є. О., Шейкін С. Є., **Єфросінін Д. В.**, Савченко Д. О. *Здобувачем виконано експериментальну роботу та аналіз експериментальних даних по використанню абразивного інструменту з розробленою композицією.*

12. Патент на винахід № 102647 МПК (2006.01) B24D 3/20 від 25.07.2013, Бюл. № 14 / Композиція для виготовлення абразивного інструменту / Пащенко Є. О., Шейкін С. Є., **Єфросінін Д. В.**, Савченко Д. О. *Здобувачем виконано експериментальну роботу та аналіз експериментальних даних по використанню абразивного інструменту з розробленою композицією.*

#### **Роботи апробаційного характеру:**

13. Ростоцький І. Ю. Підвищення службових характеристик пари тертя VT 1-0/хирулен для ортопедії іонно-плазмовим азотуванням титану / І. Ю. Ростоцький, **Д. В. Єфросінін**. – Механіка та інформатика: Тези наукових праць VIII Українсько-польська конференція молодих науковців, 12-14 травня 2011р., м. Хмельницький (Україна) – Хмельницький національний університет, 2011. С.103-104. *Здобувачем проведено порівняльний аналіз службових характеристик пар тертя, що використовуються в ортопедії.*

14. Ростоцький І. Ю. Прецизионная абразивная обработка сферических деталей из VT1-0 / И. Ю. Ростоцкий, **Д. В. Ефросинин**. – Сверхтвердые композиционные материалы и покрытия: получение, свойства, применение: Тезисы докладов Пятой конференции молодых ученых и специалистов, 23 – 27 мая 2011 г., пос. Морское. – Киев: ИСМ НАН Украины, 2011. С. 95 – 96. *Здобувачем виконані експериментальні дослідження прецизійної обробки сферичних деталей з VT 1-0.*

15. **Ефросинин Д. В.** Некоторые особенности полировки головок эндопротезов тазобедренных суставов из VT1-0 / Д. В. Ефросинин, Черненко А. Н., Сергач Д. А. – 3б. Тез до восьмої конференції молодих вчених та



спеціалістів «Надтверді, композиційні матеріали та покриття: отримання, властивості, застосування». – Київ, 28-30 травня 2014. С. 12 – 13. *Здобувачем експериментально отримані поліровані зразки головок ендопротезів кульшового суглобу з VT1-0.*

16. Шейкін С. Є. До питання використання титану у вузлах тертя штучних суглобів / С. Є. Шейкін, І. М. Погрелюк, **Д. В. Єфросінін**, І. Ю. Ростоцький, Д. А. Сергач. – Наука та інновації. – 2015. – № 11 (3), Київ. С. 5–12. *Здобувачем проведено аналіз можливості використання головки ендопротезу кульшового суглобу виготовленої з титану.*

17. **Єфросінін Д. В.** Закономерности механической финишной обработки поверхности неполной сферы из титановых сплавов / Тези доповідей IX конференції молодих вчених та спеціалістів «Надтверді, композиційні матеріали та покриття: отримання, властивості, застосування». – Київ, 25 – 27 жовтня 2016. С. 49 – 50.

18. **Єфросінін Д. В.** Працездатність сферичних головок ендопротезу кульшового суглобу з чистого титану та *CoCrMo* в парі тертя з хіруленом / Д. В. Єфросінін, А. Манковська-Снопжинська, Ростоцький І. Ю. – Перспективні технології на основі новітніх фізико-матеріалознавчих досліджень та комп'ютерного конструювання матеріалів: Збірка тез доповідей Десятої міжнародної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених, 20 – 21 квітня 2017 р., Київ, Україна / Уклад. та комп. верстка: Г. Г. Лобачова. – Київ: «КПІ імені Ігоря Сікорського». С. 225 – 226. *Здобувачем за розробленим технологічним процесом виготовлено партію головок ендопротезу кульшового суглобу з чистого титану для перевірки їх працездатності в парі тертя з хіруленом.*

## ЗМІСТ

ВСТУП	16
РОЗДІЛ 1. СТАН ПРОБЛЕМИ, МЕТА ТА ЗАДАЧІ ДОСЛІДЖЕННЯ	24
1.1. Загальні відомості	24
1.2. Особливості фінішної обробки сферичних поверхонь	31
1.3. Азотування титану	34
1.4. Методики проведення триботехнічних випробувань	38
1.5. Структурно-логічна схема дослідження	41
1.6. Висновки. Мета та задачі дослідження	43
РОЗДІЛ 2. ОБЛАДНАННЯ, МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИКИ ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ВИПРОБУВАНЬ	46
2.1. Обладнання та матеріали для випробувань	46
2.2. Методика випробувань на машині торцевого тертя	48
2.3. Методика вимірювання шорсткості сферичної поверхні	50
2.4. Термодифузійне азотування з насиченням в контрольованому газовому середовищі	54
2.5. Випробування шарнірного зчленування на стенді-імітаторі біомеханічного руху людини	56
2.6. Висновки	59
РОЗДІЛ 3. ВИЗНАЧЕННЯ ТРИБОТЕХНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ ПАРИ ТЕРТЯ «АЗОТОВАНИЙ <i>GRADE 2 / PE-UHMW</i> »	61
3.1. Вибір робочої рідини для трибологічних випробувань	61
3.2. Оцінка похибки визначення контактного тиску при випробуваннях	65
3.3. Триботехнічні властивості пари тертя «азотований <i>GRADE 2 / PE-UHMW</i> »	67
3.4. Висновки	69
РОЗДІЛ 4. ТЕХНОЛОГІЯ ПРЕЦИЗІЙНОЇ ОБРОБКИ СФЕРИЧНИХ ВИРОБІВ З ТИТАНУ	70

4.1. Вибір технологічної схеми прецизійної обробки сферичної поверхні	70
4.2. Розробка інструменту	71
4.2.1. Розрахунок жорсткості інструменту	76
4.2.2. Перевірка зв'язки на захоплення	83
4.3. Перевірка зв'язки на адаптивність	87
4.4. Обґрунтування точності прецизійної обробки сферичної поверхні	93
4.5. Точність та шорсткість обробленої сферичної поверхні	98
4.6. Працездатність інструменту	105
4.7. Висновки	107
РОЗДІЛ 5. ТЕХНОЛОГІЯ ПОЛІРУВАННЯ СФЕРИЧНОЇ ПОВЕРХНІ ГОЛОВКИ З <i>GRADE 2</i>	108
5.1. Розробка технологічних засобів для полірування сферичної поверхні головки з <i>Grade 2</i>	108
5.2. Визначення якості головки з <i>Grade 2</i>	111
5.3. Висновки	116
РОЗДІЛ 6. ВИПРОБУВАННЯ ПАР ТЕРТЯ “АЗОТОВАНИЙ <i>GRADE 2/PE-UHMW</i> ” НА СТЕНДІ-ІМІТАТОРІ БІОМЕХАНІЧНОГО РУХУ ЛЮДИНИ	118
6.1. Експериментальні дослідження	118
6.2. Аналіз та обговорення отриманих результатів	123
6.3. Розрахунок економічного ефекту від впровадження у виробництво технології виготовлення титанової головки	128
6.4. Висновки	131
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ	133
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ	135
ДОДАТКИ	148

## ВСТУП

**Актуальність роботи.** Ендопротезування кульшового суглобу є найбільш розповсюдженою операцією кісткової хірургії. Важливі компоненти цього ендопротезу це шарнірна пара тертя – ацетабулярна чашка і сферична головка [1]. Сьогодні у вітчизняній медичній практиці використовуються, в основному, імпорتنі вироби, висока вартість яких робить операцію протезування недоступною для значної кількості потенційних споживачів з невеликими прибутками, не дозволяючи повернути їх до повноцінного життя. Тому дослідження, спрямовані на вирішення цієї проблеми шляхом налагодження в Україні виробництва вітчизняних соціальних ендопротезів, які б відповідали сучасним вимогам, є соціально значущими, а значить – актуальними.

Забезпечити доступну ціну ендопротеза можливо зменшивши складові їх вартості – вартість матеріалу та вартість виготовлення.

Сучасна медицина, як замітники кісток, використовує метали і їх сплави (*Ti*, *Ti-Al-V*, *Co-Cr*, нержавіюча сталь гарячого кування *FeCrNiMoMn ISO 5832/1*, *CoCrMo* сплав *ISO 5832/12*), кераміку, спеціальні види скла та полімери [2].

Лабораторні та експериментальні дослідження показали, що з металів і сплавів з технічної і біологічної точок зору кращими для виготовлення елементів протезу є титанові сплави та сплав *CoCrMo*, які використовуються для цих цілей як в країнах колишнього СРСР, так і на Заході [3].

Титан і його сплави широко використовуються в якості конструкційних матеріалів в авіації і космонавтиці, в пристроях, що працюють при криогенних температурах, в приладобудуванні, хімічній промисловості, медицині. Титанові сплави мають найбільшу питому міцність з усіх конструкційних матеріалів, стійкіші до корозії і ерозії ніж нержавіючі сталі [4].

Використання деяких титанових сплавів в медицині обумовлено тим, що цей матеріал найбільш біосумісний з людським організмом серед металів.

Найбільш біосумісний з організмом людини чистий титан марок *Grade 1*, 2 *ASTM F67-13* [5].

Сьогодні в практиці ендопротезування найбільше расповсюдження отримала пара тертя *Polyethylene ultra-high molecular weight (PE-UHMW ISO 5834 – 2)* з металевою головкою. З нашої точки зору, враховуючи механічні характеристики *PE-UHMW*, в цій парі цілком може бути застосований титановий компонент з *Grade 1* або *Grade 2*. Проте відомо, що внаслідок підвищеної схильності до схоплювання практично з усіма матеріалами, використання титанових компонентів в парах тертя без модифікації робочої поверхні неможливо [6]. Результатом модифікації має бути оптимальне сполучення триботехнічних характеристик та міцності.

Відомі спроби покращення антифрикційних властивостей титанового компоненту модифікацією його робочої поверхні формуванням на ній зносостійких покриттів. У частині застосування титанових сплавів для виготовлення сферичної головки необхідно відзначити роботи, виконані під керівництвом проф. А. А. Ільїна (РФ) [7]. Авторами був застосований сплав ВТ6 (GRADE 5), ВТ 20 (GRADE 7), а в якості методу модифікації робочої поверхні - іонно-плазмове азотування. Було також вказано на випадки відшарування від титанової поверхні покриття *TiN*, осадженого методом іонно-плазмового напилення в умовах іонного бомбардування (КІБ), в процесі експлуатації [8].

Іонне азотування титану *Grade 2* не проводилось.

Отримати вказане вище сполучення властивостей робочої поверхні головки можливо застосувавши термодифузійне азотування (ТДА) в якості метода модифікації. Головними перевагами ТДА перед іншими методами модифікації є 100% -ва відтворюваність результатів та наявність дифузійного перехідного шару між тонкою плівкою сполук *TiN* на поверхні та основою, що повністю виключає відшарування.

Попередні дослідження показали, що ТДА титанового компоненту дозволяє суттєво підвищити експлуатаційні характеристики пари «азотований

*Grade 2 / PE-UHMW»* [9].

Ще одним дуже важливим фактором стійкості протезу є точність виготовлення головки протезу, тобто відхилення від круглості.

В [10] наведено залежності контактного тиску в зчленуванні від точності виготовлення деталей пари тертя. Очевидним є те, що погіршення точності призводить до збільшення контактного тиску в зчленуванні.

Необхідно відзначити, що виходячи з вимог стандарту *ISO 7206-2:2011* допуск на виготовлення металевої головки ендопротеза становить від мінус 0,2 до 0 мм, допуск на виготовлення вертлюжного компонента з *PE-UHMW* від + 0,1 до + 0,3 мм. Тобто, теоретично різниця діаметральних розмірів деталей пари тертя може бути 0,5 мм, що неминуче призведе до збільшення контактного тиску, збільшення інтенсивності зносу в період приробітку та кількості продуктів зносу *PE-UHMW*. Останнє загрожує гранулематозним запаленням.

Наведене вище підтверджує, що дослідження, спрямовані на розробку технології обробки поверхні головки ендопротеза з *Grade 2*, яка забезпечує відповідність виробу сучасним вимогам точності та шорсткості поверхні, є актуальними.

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами і темами.**  
Дисертаційна робота виконувалася відповідно до плану науково-дослідних робіт ІНМ НАН України ім. В. М. Бакуля у відділі № 20 «Формування прецизійних елементів складнопрофільних виробів», а саме: НДР по проекту 8.16.2 Комплексна програма наукових досліджень НАН України «Проблеми ресурсу і безпеки експлуатації конструкцій, споруд та машин (РЕСУРС)» «Розробка процесів прецизійної обробки сферичних головок ендопротезів кульшового суглобу людини для підвищення їх ресурсу, виготовлення дослідно-промислових партій з використанням у клінічній практиці» (№ ДР 0110U004450), тема III-120-12 (2071) «Вивчення закономірностей процесу формування зносостійкого антифрикційного шару сферичних головок

ендопротезів із титану» (№ ДР 0112U000588), НДР по проекту Цільова програма наукових досліджень НАН України «Матеріали для медицини і медичної техніки та технології їх отримання і використання» «Створення технології фінішної обробки фасонних поверхонь титанових компонентів пар тертя штучних суглобів» (№ ДР 0117U006547).

**Мета та задачі дослідження.** Мета дисертаційної роботи полягала у технологічному забезпеченні точності та шорсткості поверхні головки ендопротеза кульшового суглобу з технічно чистого титану алмазно-абразивною обробкою.

У відповідності з цим в роботі вирішувались наступні **задачі**:

- дослідження ефективності модифікування робочої поверхні головки методом ТДА, визначення триботехнічних характеристик пари «азотований *GRADE 2 / PE-UHMW*» шляхом проведення порівняльних триботехнічних випробувань;
- вибір технологічної схеми прецизійної обробки сферичної поверхні титанового компоненту та розробка інструменту, вивчення технологічних можливостей розробленого інструменту;
- розробка технологічних засобів та вивчення можливостей алмазного полірування для забезпечення шорсткості на сферичній поверхні головки з *Grade 2 Ra < 0,05* згідно міжнародного стандарту *ISO 7206-2:2011*;
- дослідження експлуатаційних характеристик шарнірного зчленування ендопротезу на стенді-імітаторі;
- здійснити промислову перевірку отриманих результатів.

**Об'єкт досліджень.** Технологія алмазно-абразивної обробки зовнішніх сферичних поверхонь виробів з титану.

**Предмет досліджень.** Технологічне забезпечення точності та шорсткості

поверхні головки ендопротеза кульшового суглобу з технічно чистого титану алмазно-абразивною обробкою.

**Методи дослідження.** В роботі використовувалися теоретичні та практичні методи дослідження процесу алмазно-абразивного притирання на базі основних положень теорії різання матеріалів. Оцінка параметрів шорсткості обробленої поверхні проводилася методом безконтактного інтерференціювання. Дослідження структури і хімічного складу поверхневих шарів, оброблених виробів, здійснювали металографічним методом і методом електронної мікроскопії. При оцінці трибологічних властивостей і зносостійкості пар тертя використовували методи тензометрії та профілографування.

#### **Наукова новизна одержаних результатів:**

1. Вперше встановлено, що модифікація робочої поверхні титанового компоненту пари тертя «азотований *Grade 2 / PE-UHMW*» термодифузійним насиченням азотом дозволяє отримати триботехнічні характеристики на рівні пари «*ZrO<sub>2</sub> / PE-UHMW*», тобто, значно кращі ніж пар «*Co-Cr-Mo / PE-UHMW*» та «нержавіюча сталь / *PE-UHMW*».

2. Запропоновано концепцію технологічного забезпечення точності та шорсткості сферичної поверхні головки з титану, засновану на послідовному застосуванні двох видів алмазно-абразивної обробки: вільного притирання інструментами на основі абразивного композиту з адаптивними властивостями та подальшого полірування абразивною пастою, що має механо-хімічний вплив на оброблювану поверхню, до шорсткості  $Ra < 0,05$  та  $Rt < 0,1$  з відхиленням від сферичності не більше як 10 мкм згідно *ISO 7206-2:2011*.

3. Вперше при створенні адаптивної зв'язки інструменту на основі композиції модифікованої епоксидної смоли, карбонату кальцію та синтетичних алмазів, методом спектроскопії комбінаційного розсіювання при навантаженні на зв'язку зафіксоване значне підвищення адсорбційної



взаємодії частинок карбонату кальцію з полімером в оточенні навантажених алмазних зерен, що проявляється у зростанні інтенсивності відповідних ліній спектру комбінаційного розсіювання та підтверджує адаптивність зв'язки.

4. Вперше показано, що при застосуванні алмазних притирів із адаптивною зв'язкою, яка не схоплюється з титаном, зміна сили притискання притиру до виробу з титану при обробці в межах 50 – 200 Н не впливає на шорсткість сферичної поверхні, а змінює лише продуктивність обробки.

5. Вперше експериментально встановлено, що додавання в основу алмазної полірувальної пасти діамантів з саліциловим альдегідом дозволяє отримувати шорсткість поверхні заготовки з *Grade 2* до *Ra* 0,05 та менше. Для якісної обробки необхідно застосовувати мусліновий круг діаметром 150 мм при лінійній швидкості обертання 3,75 м/с на периферії.

#### **Практичне значення отриманих результатів:**

- створений інструмент, маючи адаптивну жорсткість, забезпечує точність сферичної поверхні титану 0,002 мм, шорсткість поверхні *Ra* 0,25;
- визначено граничні режими використання розроблених притирів для прецизійної обробки сферичної поверхні титану, склад композиції інструменту захищений патентами України: на корисну модель № 75753 від 10.12.2012 та на винахід № 102647 від 25.07.2013;
- розроблена полірувальна паста забезпечила отримання шорсткості сферичної поверхні титану марки *Grade 2* *Ra* < 0,04 згідно стандарту *ISO 7206-2:2011*, визначено технологічні режими полірування; Отримати низьку шорсткість поверхні дозволяє використання муслінового круга (Ø 150 мм) зі швидкістю обертання на периферії 3,75 м / с та нанесеної на нього полірувальної пасти.
- результати досліджень використано при виготовленні дослідно-промислової партії головок ендопротеза кульшового суглобу з титану марки *Grade 2* на виробництві ТОВ «УкрБудАвтоматика».

**Особистий внесок здобувача.** Основні результати досліджень, які виносяться на захист, отримані автором самостійно. Постановка задач досліджень, розробка методології та підходів до їх вирішення виконувалися спільно з науковим керівником.

Особистий внесок автора в одержанні наукових і практичних результатів, представлених в роботі, полягає в:

- проведенні порівняльних триботехнічних властивостей медичних пар тертя, експериментальних досліджень стійкості розробленого інструменту, а також продуктивності процесу обробки;
- встановлення експериментальним шляхом закономірностей прецизійної та фінішної обробки сферичної поверхні титанової заготовки;
- створенні теоретично-експериментальним шляхом моделі контактної взаємодії адаптивного абразивного інструментального композиту на основі модифікованої епоксидної смоли та карбонату кальція з оброблюваним матеріалом;
- розробці технології виготовлення титанової головки ендопротеза кульшового суглобу.

В роботі наведені посилання на авторів і відповідні джерела при використанні відомих теоретичних положень і експериментальних даних.

**Апробація результатів дисертації.** Основні положення і результати дисертаційної роботи доповідалися на молодіжних міжнародних і всеукраїнських науково-технічних конференціях, семінарах, зокрема: «Надтверді, композиційні матеріали та покриття: отримання, властивості, застосування» (м. Київ, 2008 р., 2010 – 2012 р., 2014 р., 2016 р.); «Механіка та інформатика» (м. Хмельницький, 2011 р.); «10th Congress of the European Hip Society» (Milan, 2012 р.); «Проблеми корозійно-механічного руйнування, інженерія поверхні, діагностичні системи» (м. Львів, 2015 р.).

Дисертація обговорювалась на семінарі відділу «Формування прецизійних складнопрофільних виробів» Інституту надтвердих матеріалів ім.

В. М. Бакуля НАН України, м. Київ.

**Публікації.** Результати дисертаційної роботи опубліковані в 18 наукових роботах, в тому числі 1 монографія, 2 статті у виданнях, що входять до наукометричних баз, 7 статей у фахових виданнях, 1 патент на корисну модель, 1 патент на винахід, 6 публікацій апробаційного характеру.

**Структура і обсяг роботи.** Дисертація складається з анотації, вступу, шести розділів, висновків, переліку використаних джерел та додатків. Дисертація викладена на 119 друкованих сторінках основного тексту, включаючи 98 рисунків і 19 таблиць, а також містить 7 додатків, перелік використаних джерел зі 129 найменувань. Загальний обсяг роботи становить 183 сторінки.

Автор виражає глибоку подяку завідувачу відділом «Технології формування структурованих інструментальних композитів» ІНМ ім. В. М. Бакуля НАН України, м. Київ, д. т. н., проф. Пащенко Євгену Олександровичу та завідувачій відділом «Високотемпературної міцності конструкційних матеріалів у газових і рідкометалевих середовищах» ФМІ ім. Г. В. Карпенка НАН України, м. Львів, д. т. н., проф. Погрелюк Ірині Миколаївні за допомогу в дослідженнях та обробці результатів досліджень.

## РОЗДІЛ 1

### СТАН ПРОБЛЕМИ, МЕТА ТА ЗАДАЧІ ДОСЛІДЖЕННЯ

#### 1.1. Загальні відомості

Класичний тотальний ендопротез кульшового суглобу складається з ніжки, чашки і головки (рис. 1.1). Сьогодні тотальне ендопротезування кульшового суглобу є найпоширенішою операцією кісткової хірургії. В ході цієї операції замінюються на штучні як шийка (ніжка) з головою стегнової кістки, так і вертлюжна западина (чашка). Така операція добре зарекомендувала себе як метод хірургічного лікування різних захворювань та

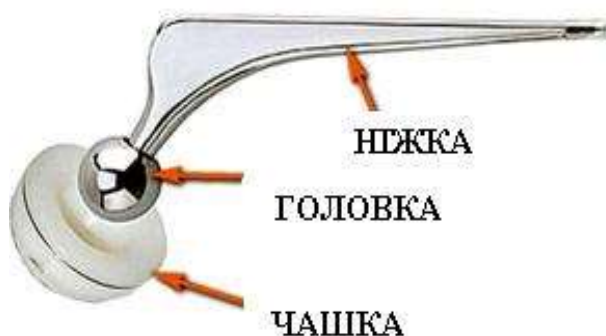


Рис. 1.1. Загальний вид ендопротеза кульшового суглобу пошкоджень кульшового суглобу [11-16].

Пара тертя ендопротеза (шарнірне зчленування) працює в агресивному біологічному середовищі людського тіла. Рідини організму містять активні біологічні речовини, наприклад, ферменти – біологічні каталізатори на основі білків присутні у всіх живих клітинах. Вони можуть виробляти радикали, які руйнують полімерні імпланти. Складні електроліти, що входять до складу біологічних рідин, ініціюють електрохімічну корозію металів і можуть викликати розчинення керамічних матеріалів [17, 18].

Якщо розглядати природний кульшовий суглоб, то відзначено, що при ходінні тиск в кульшовому суглобі збільшується в 3 – 4 рази по відношенню до тиску від маси тіла людини [19-21]. Відповідно [22] динамічні

навантаження в суглобі під час руху в 2 – 5 разів вище, в порівнянні з тиском від маси тіла. В [23, 24] вказується, що величина тиску в фазі навантаження під час ходьби може зростати в 2,5 – 3 рази, при інших видах руху слід брати до уваги максимальні навантаження (в 4 – 8 разів більше маси тіла). Згідно [25] при стрибку з висоти 105 см, тиск в кульшовому суглобі в 16 разів перевищує тиск в статичному стані (від маси тіла).

Виходячи з вище описаного можна відзначити, що матеріали для виготовлення компонентів шарнірного зчленування повинні мати високий опір хімічній ерозії, механічному зносу в процесі тертя, достатній рівень опору руйнуванню від циклічних навантажень і не викликати токсичної дії на організм.

Окремим пунктом доцільно виділити таку необхідну якість компонентів пари тертя, як біосумісність з тканинами організму. Біосумісність – здатність імплантату викликати адекватну реакцію організму людини в конкретних умовах їх взаємодії [18, 26]. Це – не властивість матеріалу, з якого зроблений імплантат, а характеристика системи імплантат – організм, що відповідає певним умовам їх контактування. Біосумісність не означає, що імплантат абсолютно не токсичний і не має інших негативних властивостей. Це – властивість імплантованого матеріалу викликати таку реакцію організму, яка дозволяє вирішити поставлену задачу.

Варіанти можливого впливу імплантованих матеріалів на тканини людського тіла досить докладно описані в літературі [18, 27].

На сьогоднішній день розроблено велику кількість конструкцій ендопротезів кульшового суглобу (рис. 1.2) [28]. Всі вони мають задовільний триботехнічний ресурс. Полімерні деталі тертя ендопротезів найнижчої зносостійкості *J. Charnley* забезпечують працездатність штучних суглобів протягом 20 і більше років. Технічний ресурс створених на його основі ендопротезів "*EliteTM*" і "*EliteTM Plus*" в 92,5% випадків імплантації становить не менше 30 років. Однак, при тривалій експлуатації ендопротезів *in vivo* можуть виникати проблеми, пов'язані з накопиченням в організмі

металевих, полімерних та інших частинок зносу [18].



Рис. 1.2. Ендопротези кульшового суглобу різних конструкцій

Сьогодні для використання в медичних парах тертя європейські виробники направляють значні зусилля на вдосконалення різних видів кераміки, американські – на розробку і вдосконалення метал-полімерних і метал-металевих пар тертя. За даними [29] в США продовжує домінувати пара «метал / *PE-UHMW*».

Кераміка має дуже важливі для протезування властивості – високу біоінертність та зносостійкість. Крім того, кераміка добре змочується, що значно зменшує тертя.

Однак існує і великий недолік кераміки, а саме, завжди існує ймовірність крихкого руйнування в результаті впливу динамічних навантажень. Крім того, ціна керамічних головок істотно вище металевих [30].

Зусилля європейських виробників в даний час направлені на підвищення стійкості кераміки до утворення тріщин. Спочатку вдалося зменшити величину зерен кераміки, що підвищило її міцність (*Bioloxforte*, *Bionit-2*), потім була розроблена композитна кераміка, що складається з оксидів алюмінію ( $Al_2O_3$ ) і цирконію ( $ZrO_2$ ) – *Bioloxdelta*. Дрібні кристали цирконієвої кераміки, розташовуючись між кристалами корунду, роблять матеріал більш монолітним. Крім того, композитна кераміка має в своєму складі так звані «пластини» (*platelet*) з окису цирконію, які, перебуваючи у вигляді включень у всьому обсязі кераміки, перешкоджають поширенню тріщин, що вже утворилися. В результаті вдалося істотно знизити ймовірність крихкого руйнування керамічного компоненту.

Значний прорив у поліпшенні якості метал-полімерної пари тертя пов'язаний з винаходом поліетилену з поперечними зв'язками (*cross-link*), який виявився більш зносостійким. Однак при зносі такого поліетилену утворюються частинки дуже малого розміру. Це викликало побоювання, що при попаданні у внутрішні органи людини вони можуть призвести до небажаних побічних явищ. Однак, поки ця точка зору спростована результатами 10-річного спостереження за пацієнтами, в яких встановлені ендопротези з «*cross-link*» поліетиленом.

Крім того, роботи американських дослідників були спрямовані на поліпшення якостей металевий складової цієї пари тертя.

Так, фірма *Stryker* застосувала технологію *LFIT* (*Low Friction Ion Treatment*) для модифікації поверхні головки ендопротезу, виготовленого з *CoCrMo*. Ця технологія являє собою насичення поверхневого шару металу іонами азоту.

В результаті азотування головок ендопротезу зі сплаву *CoCrMo* вдалося добитися значного поліпшення їх змочуваності, що привело до зниження тертя і зносу.

Оригінальне технічне рішення для метал-полімерної пари тертя запропонувала фірма *Smith & Nephew*. Її суть полягає в тому, що головки виготовляють зі сплаву цирконію і ніобію (2,5 %), а потім їх поверхню піддають модифікації киснем, тобто цирконій на поверхні окислюється, перетворюючись таким чином в кераміку [31].

Таким чином виробники розробляють нові ендопротези, як правило, для підвищення їх якості, що, зазвичай, збільшує їх вартість. Так, ціна ендопротеза кульшового суглобу в залежності від використання матеріалів і складності їх технологічної обробки може коливатися від однієї до п'яти тисяч доларів США [18].

Матеріали, що використовуються для виготовлення імплантатів, повинні мати корозійну стійкість, біологічну інертність і відносно низьку вартість. За цими показниками титанові сплави значно випереджають своїх

конкурентів – нержавіючі сталі і сплави *CoCrMo*.

Але за триботехнічними характеристиками головки з титану набагато поступаються показникам звичайної нержавіючої сталі (*ISO 5832/1*, *ASTM F 648*) [18]. Причиною є їх підвищена схильність до схоплювання практично з усіма матеріалами, в тому числі з *PE-UHMW*.

Експериментальними дослідженнями, проведеними на машині торцевого тертя в середовищі плазми крові [32] встановлено, що при взаємодії титанового компонента з контртілом з схоплювання виникає майже миттєво (рис. 1.3). На рисунку чітко видно налипання часток титану на *PE-UHMW*, яке виникло в перші секунди випробувань.

Внаслідок цього виробники імплантів віддають перевагу матеріалам, в

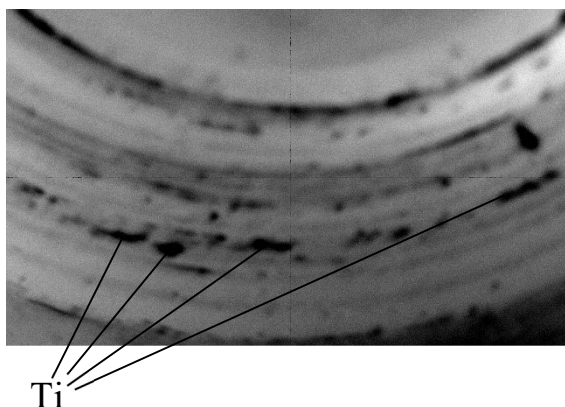


Рис. 1.3. Налипання титану на поверхні *PE-UHMW*  
 яких цей недолік менш виражений або відсутній, наприклад нержавіючим  
 сталям та сплавам системи *CoCrMo*.

При цьому необхідно мати на увазі, що нержавіючі сталі містять велику кількість нікелю і хрому, які утворюють неупорядковані тверді розчини в основному металі і можуть легко виходити з імплантату у вигляді дуже токсичних іонів. Це ж саме можна сказати і по відношенню до сплавів системи *CoCrMo*. Найбільш небезпечний в цьому відношенні нікель, що міститься практично у всіх металевих сплавах, які використовуються в ортопедії. Основним видимим результатом цього є розвиток металозу, який веде до руйнування кісткової тканини навколо ендопротезу та його нестабільності [31, 33].



Спроби підвищити зносостійкість медичних пар тертя, що мають титановий компонент, тривають. Одним із шляхів є розробка технологій модифікування структури поверхневого шару титанового компоненту, результатом якої має стати поєднання міцності та адгезійної інертності. Наприклад, створення на поверхні виробу твердої та зносостійкої градієнтної структури та зносостійкого покриття [34, 35].

В небагатьох випадках використання титанових сплавів для виготовлення головок ендопротезів виробники, зазвичай, застосовують сплав ВТ 6 (*Ti-6Al-4V, GRADE 5 ASTM F67-13*) або ВТ 20. При цьому для модифікації поверхневого шару використовують іонне азотування [8].

Незважаючи на відсутність будь-яких клінічних показань проти використання сплаву *Ti-6Al-4V* (ВТ 6), його застосування як біоматеріалу в світі все більше скорочується. Викликають побоювання місткість в ньому ванадію та алюмінію [33].

На рис. 1.4 приведена діаграма біологічної сумісності матеріалів, що застосовуються в практиці кісткової хірургії [3]. Видно, за цим показником титан марки *GRADE 2* має явну перевагу перед іншими матеріалами.

До позитивних сторін використання головки з титану можна віднести ще

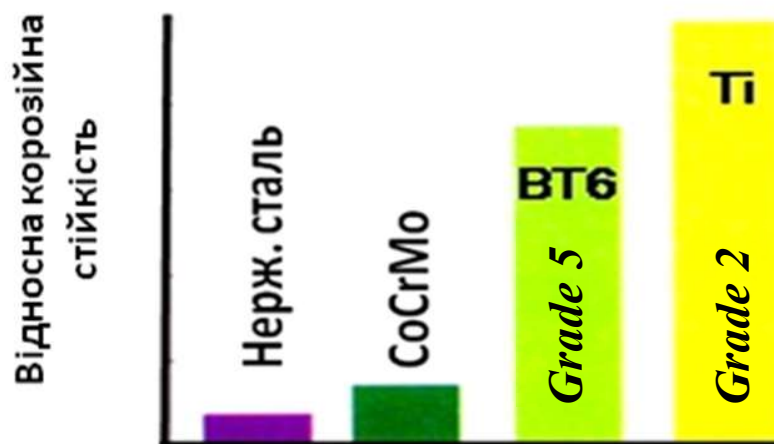


Рис. 1.4. Рівень біологічної сумісності матеріалів

й той факт, що застосувавши його замість *CoCrMo* виключається гальванічна пара.

Діаметр головки перших ендопротезів *J. Charnley* становив 22 мм.

Пізніше стандартним розміром став 28 мм, при якому було досягнуто компромісу між стабільністю суглобу, об'ємом рухів і зносом [31]. Ендопротези, розроблені в 1960-х роках М. Мюллером спільно з Р. Матісом, мали головки діаметром 24 мм. Перший ендопротез Мюллера з прямою ніжкою *Setzholzprotese* був укомплектований головкою діаметром 32 мм з метою збільшення обсягу руху в штучному суглобі і зниження ймовірності вивиху головки. Сучасні конструкції тотального ендопротеза кульшового суглобу випускаються зі змінними головками діаметром 28 і 32 мм [18]. В сучасності знаходять застосування головки діаметрами 22, 26, 28 і 32 мм.

Крім того, головки можуть мати конструктивні відмінності в місці установки на посадочну поверхню ніжки або в стегнову кістку (рис. 1.5) [28]. Такі відмінності не створюють принципових змін в технології їх виготовлення.

Технологічні операції механічної обробки головок (в тому числі і титанових) можна розділити на три основних етапи:



Рис. 1.5. Конструкції головок ендопротезів кульшового суглобу

- попереднє формоутворення;
- прецизійна обробка, завдання якої отримати необхідну точність згідно *ISO 7206-2:2011* [36];
- полірування для отримання необхідної шорсткості згідно *ISO 7206-2:2011* [36].

Попереднє формоутворення титанових головок проблем не викликає і може виконуватися на обладнанні з ЧПК.

Проблеми виникають при їх прецизійній обробці та поліруванні. Причиною тому є вкрай незадовільна оброблюваність чистого титану методами абразивної обробки. Підвищена схильність до захоплення з

практично усіма конструкційними та інструментальними матеріалами призводить до схоплювання і, як наслідок, незадовільної якості оброблюваної поверхні.

## 1.2. Особливості фінішної обробки сферичних поверхонь

До прецизійних сферичних поверхонь головки ендопротеза кульшового суглобу пред'являються високі вимоги точності і шорсткості поверхні. Так, для металевої головки, згідно стандарту *ISO 7206-2:2011* висуваються наступні вимоги: параметри шорсткості сферичної поверхні  $R_{amax} \leq 0,05$  мкм,  $R_{tmax} \leq 1$  мкм при використанні значення базової довжини 0,08 мм, відхилення від сферичності не більше 10 мкм [36].

Як відомо, для формоутворення сферичних поверхонь прецизійних виробів (в тому числі з важкооброблюваних матеріалів) використовуються два принципово різних методи абразивної обробки, засновані як на силовому, так і на геометричному замиканні пари «інструмент - деталь»: прецизійне шліфування трубчастим інструментом по так званому, методу «жорстких вісей» (рис. 1.6) [37-41], або обробка поверхні за методом «вільного притирання» (рис. 1.7) [37, 39-45].

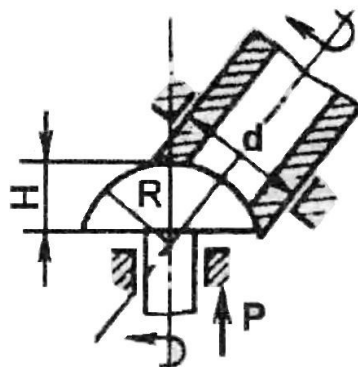


Рис. 1.6. Прецизійне шліфування сферичної поверхні трубчастим інструментом за методом «жорстких вісей»

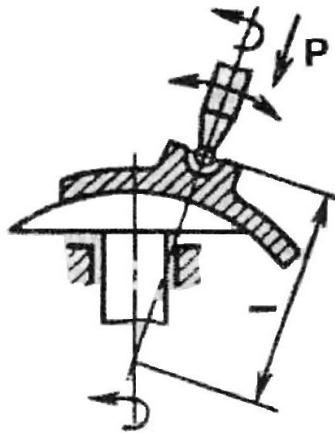


Рис. 1.7. Прецизійне шліфування інструментом за методом «вільного притирання»

В першому випадку має місце висока продуктивність обробки, проте точність формоутворення залежить від точності руху виконавчих ланок верстата. Знос інструменту також значно впливає на точність формоутворення поверхні.

В другому випадку шарнірне кріплення притиру забезпечує вільне самовстановлення його увігнутої робочої поверхні на оброблюваній поверхні виробу з контактом безпосередньо, або через шар, що містить абразивний порошок. Через кутове розташування вісей обертання не потрібно примусового обертання притиру. Знос притиру не значно впливає на точність формоутворення.

В Інституті надтвердих матеріалів ім. В. М. Бакуля НАН України, розроблена технологія алмазного доведення головок ендопротезів кульшового суглобу з сапфіру і кераміки за технологічною схемою «вільного притирання» (рис. 1.8). Технологія дозволила отримати відхилення від форми сферичної поверхні на рівні 0,5 – 1 мкм і шорсткість поверхні  $Ra < 0,03$  [46-48]. Технологія реалізується на універсальному обладнанні і відносно не дорога в її реалізації. Виготовлені деталі за даною технологією відповідають стандарту ISO 7206-2:2011 [36], але не забезпечують показників якості світових виробників (*France Ball* (Франція), *Kyocera* (Японія) – сферичність 0,1 мкм, шорсткість поверхні  $Ra \leq 0,01$ ) [49, 50].

До недоліків технології відносяться нерівномірність зняття припуску по

профілю деталі і нерівномірність показників шорсткості поверхні та відхилення від круглості в різних перетинах.

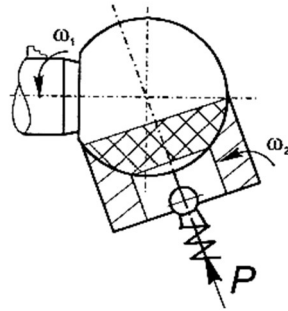


Рис. 1.8. Схема алмазної доводки з обертанням деталі навколо однієї вісі

Технологія алмазного доведення головок ендопротезів кульшового суглобу з сапфіру та кераміки за технологічною схемою «вільного притирання» для усунення нерівномірностей швидкостей ковзання була удосконалена (рис. 1.9). Деталь обертається навколо двох вісей, що перетинаються в її центрі. Це дозволило отримати шорсткість поверхні  $Ra$  0,013 – 0,02 і некруглість в межах 0,4 – 0,7 мкм [51-53].

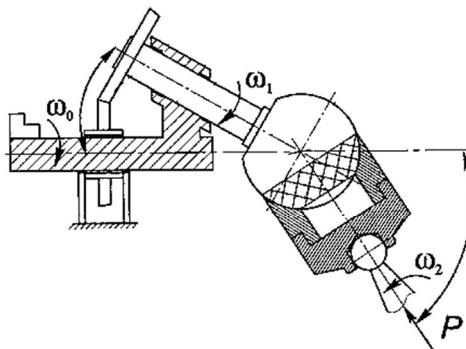


Рис. 1.9. Схема алмазної доводки з обертанням деталі навколо двох вісей.

Один з варіантів фінішної обробки металевої головки зображено на рис. 1.10. Таку схему обробки використовують для виготовлення головки *Weller'a* [28].

В процесі обробки за даною схемою реалізуються три рухи:

- обертальний рух абразивного інструменту навколо своєї вісі;
- обертальний рух головки навколо вісі 1-1;

– коливальний рух заготовки навколо вісі  $O_k$ .

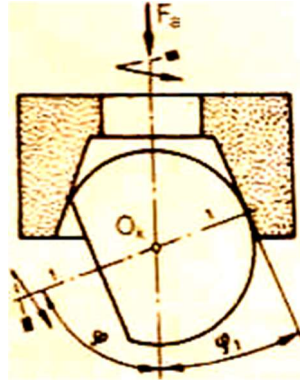


Рис. 1.10. Схема фінішної обробки металічної головки

В результаті накладення цих рухів на поверхні головки формується сітка пересічних слідів.

Головною перешкодою використання вище описаних схем обробки неповної сфери з титану є те, що матеріал вкрай важко обробляється абразивними методами [54-56].

В світовій практиці широко застосовується технологія електрохімічного полірування. Це зазначено в роботах таких дослідників як: *Tetsuya Uda*, *K. Ishizawa*, Японія, *Magdalena Jarosz*, Польща, *Edward Thompson Robert*, США, *Huang Pei*, Китай [57-61].

Однак, необхідно відзначити, що для електрохімічного полірування потрібні спеціалізоване обладнання та значні витрати енергії.

Таким чином, питання розробки фінішної механічної обробки поверхні неповної сфери з титанових сплавів сьогодні не вирішено. Вирішення даного питання може значно поліпшити і здешевити виготовлення пари тертя в ендопротезах кульшового суглобу.

### 1.3. Азотування титану

Азотування значно підвищує зносостійкість титанових сплавів. Це підтверджується в роботах [62-65]. Наявність азоту в поверхневому шарі підвищує антифрикційні властивості пари тертя і перешкоджає захопленню

[66]. Азотування забезпечує високу твердість і зносостійкість при абразивному зношуванні титанових сплавів [64, 67, 68]. Як показали дослідження [57-76], товщина твердого нітридного шару при азотуванні титанових сплавів складає не більше 15 – 20 мкм, під яким знаходиться зона внутрішнього азотування меншої твердості, яка поступово зменшується по експоненційній залежності до твердості основи. Зносостійкість зони внутрішнього азотування є значно меншою в порівнянні з нітридною зоною [62-65]. Застосування комбінованих методів азотування для формування зносостійких покриттів на титанових сплавах дозволяє збільшити зону внутрішнього азотування і перешкоджає значному збільшенню товщини нітридної плівки [77]. Це дає можливість значно підвищити функціональні характеристики пари тертя, зокрема зносостійкість в абразивному середовищі та при сухому терті. В середовищі мастила висока твердість не є критерієм високої зносостійкості пари тертя. В цих умовах тертя необхідне оптимальне співставлення між твердістю і пластичністю азотованого шару. Висока твердість азотованого шару обумовлює його велику крихкість, що призводить до інтенсивного абразивного зношування в результаті викрихчення твердого шару. В корозійно-активних мастильних середовищах крім оптимального співвідношення твердості і пластичності поверхні тертя необхідно мати і достатню її корозійну стійкість, що залежить від фазового складу.

Азотування в тліючому розряді титанових сплавів дозволяє змінювати механічні властивості і фазовий склад азотованих шарів у широких межах [74]. При високотемпературному азотуванні в тліючому розряді досягається висока твердість поверхні титанових сплавів, але при цьому різко зменшується пластичність азотованих шарів і на 30 % зменшується границя міцності при розтягу матеріалу [68-72, 75, 76, 78, 79]. Наявність водню в насичуючому середовищі значно підвищує крихкість азотованих шарів та зменшує механічні характеристики титанових сплавів. Збільшення часу азотування титанових сплавів сприяє збільшенню товщини азотованого шару до певних меж по параболічній залежності [79, 80]. Додавання в насичуюче середовище

інертних газів гелію і аргону сприяє збільшенню пластичності та товщини азотованого шару [70, 77].

Основними методами азотування є: іонно-вакуумне нанесення покриттів [81, 82], термодифузійне азотування [83], іонне азотування [8, 84] та іонна імплантація [85]. Досить новим методом є іонно-плазмове термоциклічне азотування, але цей метод має багато факторів, що можуть погіршити роботу пари тертя ендопротезу [86].

Для титанових сплавів азот, як легуючий елемент використовується обмежено, в основному для утворення поверхневих зносостійких азотмістких «альфованих» шарів та нітридних покриттів [87-89]. Найчастіше це досягається застосуванням традиційних технологій хіміко-термічної обробки – термодифузійного азотування з газового середовища, або методом вакуумної іонно-плазмової обробки поверхні виробів. Однак ці технології мають свої недоліки:

1) Зміна структури в об'ємі виробу за проведенням термодифузійного азотування при підвищених температурах сприяє істотному погіршенню комплексу механічних властивостей металу [84, 87]. При цьому, необхідно відзначити, що в літературі не знайдено випадків азотування титану марки *Grade 2* за низьких температур та опис проведених випробувань в парі тертя з хіруленом;

2) Зміна мікрогеометрії поверхні в процесі азотування за підвищених температур виключає застосування такої обробки для готових виробів в якості фінішної [88, 89];

3) Низька адгезійна міцність конденсаційних нітридних покриттів в процесі експлуатації часто призводить до відшаровування покриття від основи виробу [7].

Аналогом, що не мають таких недоліків є твердофазні технології утворення градієнтних поверхневих структур в титанових сплавах шляхом легування азотом при низькотемпературному іонному азотуванні в газовому середовищі (суміш азоту та аргону) з накладанням електричного поля з



низьковольтною різницею потенціалів. Використання таких технологій дозволяє проводити регламентоване легування азотом поверхні готових виробів за температур 550 – 600 °С та невеликих термінах витримки (до 1 год.), що не впливає на мікрогеометрію поверхні.

За такими технологіями було виявлено, що титанові сплави з  $(\alpha+\beta)$ -структурою найбільш схильні до формування дифузійних шарів при іонному азотуванні. Зокрема, в сплавах ВТ20, ВТ6, ВТ3-1, ВТ23, легованих  $\beta$ -стабілізаторами в кількості, еквівалентному  $K_\beta=0,15 - 0,75$ , та маючих  $(\alpha+\beta)$ -структуру, з вмістом до 30 %  $\beta$ -фази, формуються найбільш протяжні дифузійні шари з  $\alpha_N$ -структурою, що обумовлено високою швидкістю розвитку перетворення  $\beta \rightarrow \alpha$  тільки за рахунок переміщення міжфазової границі  $\alpha/\beta$  під дією розчиненого в  $\beta$ -фазі азоту.

Ця група сплавів представляє найбільший інтерес як основа для створення матеріалів з поверхневою градієнтною структурою, в якій протяжна дифузійна зона, зміцнена розчиненням в  $\alpha_N$ -фазі азотом, та тонкий поверхневий шар нітридів титану  $Ti_2N$  та  $TiN$  забезпечують ефективне поверхнєве та підповерхнєве зміцнення [90].

Випадків іонного азотування титану марки *Grade 2* за низьких температур в газовому середовищі в літературі не знайдено.

Існують роботи [91], де іонне азотування за температури нагрівання до 750 °С та витриманість процесу, що перевищувала 10 годин, призвело до зниження властивостей на втомлюваність сплаву *Ti-6Al-4V* на 40 %. Це говорить про те, що технології іонного азотування не завжди є стабільними.

В [8] описано результати триботехнічних випробувань сплаву ВТ6, зміцненого іонним азотуванням, в парі з надвисокомолекулярним поліетиленом в спеціальній установці. Показано, що для сплаву ВТ6 без іонного азотування вже після трьох циклів навантаження температура в зоні контакту підвищилась до 80 °С, що супроводжувало різке збільшення коефіцієнту тертя від 0,04 до 0,13. Після завершення випробування було видно

чітке зношування металу. Випробування зразку з іонним азотуванням показало, що після семи циклів навантаження температура в зоні тертя не перевищувала 30 °С, на поверхні металу відсутнє видиме зношування, а коефіцієнт тертя залишався постійним 0,02.

Вказане вище свідчить про те, що азотування може бути ефективним шляхом до використання титанових компонентів в парах тертя ендопротезів.

#### **1.4. Методики проведення триботехнічних випробувань**

Сьогодні розроблено досить багато методик дослідження триботехнічних характеристик пар тертя, що застосовуються в ендопротезуванні. Найбільш коректними слід вважати ті, які максимально відтворюють умови роботи природного суглобу. Це, зазвичай, досягається випробуваннями на спеціальних стендах-імітаторах, які відтворюють кінематику і силові навантаження природного суглобу. Такі випробування трудомісткі і вимагають значних витрат часу. Нажаль, сьогодні в Україні, таке обладнання відсутнє.

Існують більш прості методики, що дозволяють з меншою точністю оцінювати пари тертя за їхніми триботехнічними характеристиками. Наприклад, в [27] описуються схеми роботи тестерів Т-17 та Т-20 (рис. 1.11), що розроблені в Інституті трибології та експлуатації машин і пристроїв (м. Радом, Польща). В них застосовуються схеми, згідно з якими реалізуються відповідно зворотньо-поступальне тертя з геометрією контакту типу пін-по-площині та обертального тертя з геометрією контакту типу куля-по-диску в умовах рідинного та граничного тертя.

Для реалізації умов тертя суглобів людини навантаження та швидкість руху поверхонь тертя відтворювалось згідно американського стандарту *ASTM F 732-82* [92].

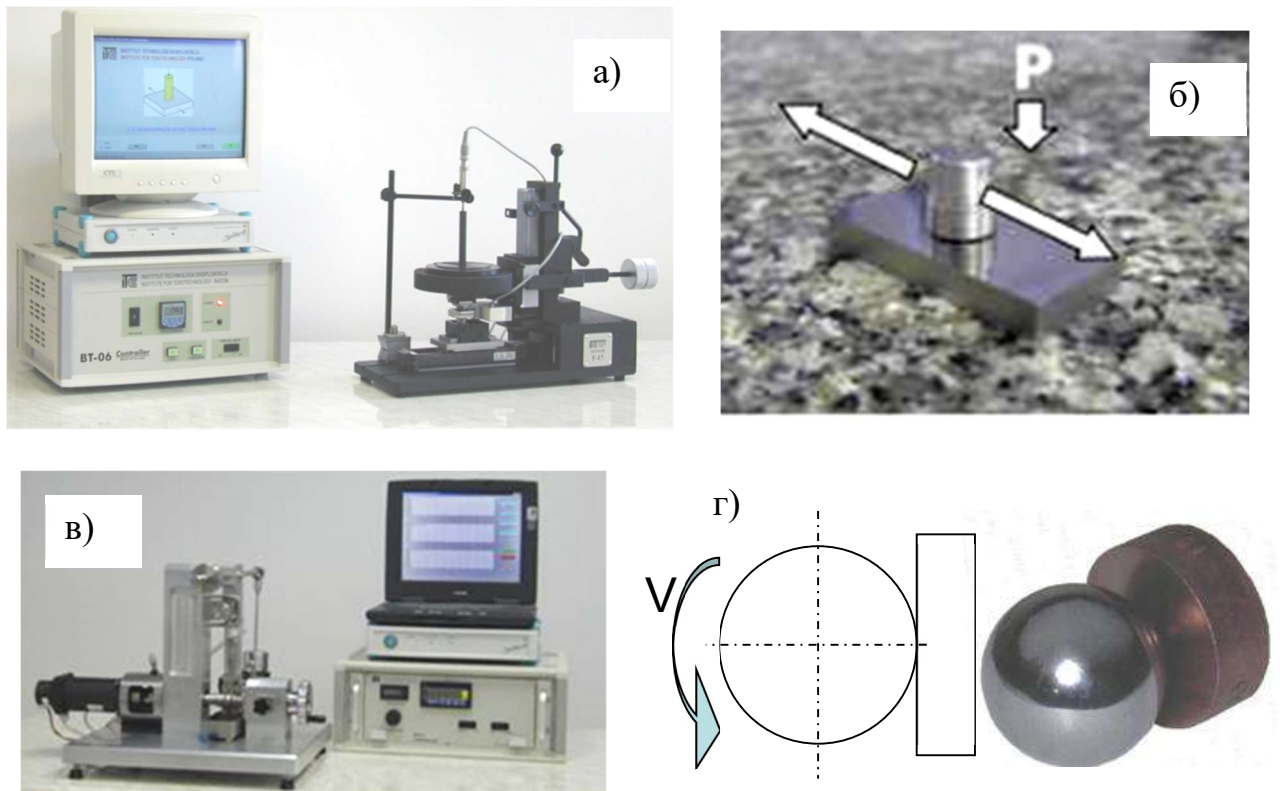


Рис. 1.11. Загальний вид тестерів Т-17 (а), Т-20 (в) та схеми контакту тіл тертя відповідно б, г

Тестер Т-17 являє собою систему контрольно-вимірвальних приладів, що дозволяє:

- вимірювати та реєструвати сили тертя;
- вимірювати та вести облік зносу пари, що тестується з використанням цифрової індикації;
- вимірювати та реєструвати температуру пари тертя;
- рахувати кількість виконаних циклів (шлях ковзання).

В процесі тертя зразки виконують зворотно-поступальний рух з постійною, або змінною лінійною швидкістю. По вісі циліндричного піну прикладене навантаження шляхом установки гир загальною вагою до 35 кг.

Параметри процесу тертя, що реалізуються для випробувань триботехнічних характеристик пари матеріалів за допомогою тестера Т-17 наступні:

- |   |          |
|---|----------|
| – амплітуда зворотно-поступального руху | 12,5 мм; |
| – навантаження                          | 225 Н;   |

– частота рухів	1 цикл/с;
– границя проведення випробувань	$1 \cdot 10^6$ циклів
– температура проведення випробувань	$37 \pm 0,1$ °C
– кількість циклів реєстрації даних	$5 \cdot 10^4$ циклів

В парі тертя вимірюються коефіцієнт тертя, лінійний знос та маса зразків.

Під час випробувань повинно бути забезпечено постійний об'єм змащення.

В [93] для оцінки триботехнічних властивостей медичних пар тертя був використаний маятниковий трибометр (рис. 1.12).



Рис. 1.12. Загальний вид маятникового трибометра

Маятниковий трибометр з мікропроцесорною обробкою та зберіганням експериментальних даних розроблений в Інституті механіки металополімерних систем ім. В. А. Білого НАН Білорусі (м. Гомель, Білорусь) та призначений для прецизійних трибофізичних вимірів, а також моделювання процесів тертя в природних суглобах.

Окрім того, за його допомогою оцінювали можливості лікарських препаратів, що застосовуються для лікування суглобів.

Прилад дозволяє досягнути високої точності відтворювання вимірів сили тертя в опорному вузлі, що є функцією амплітуди затухаючих коливань та їх варіацій за період затухання маятника.

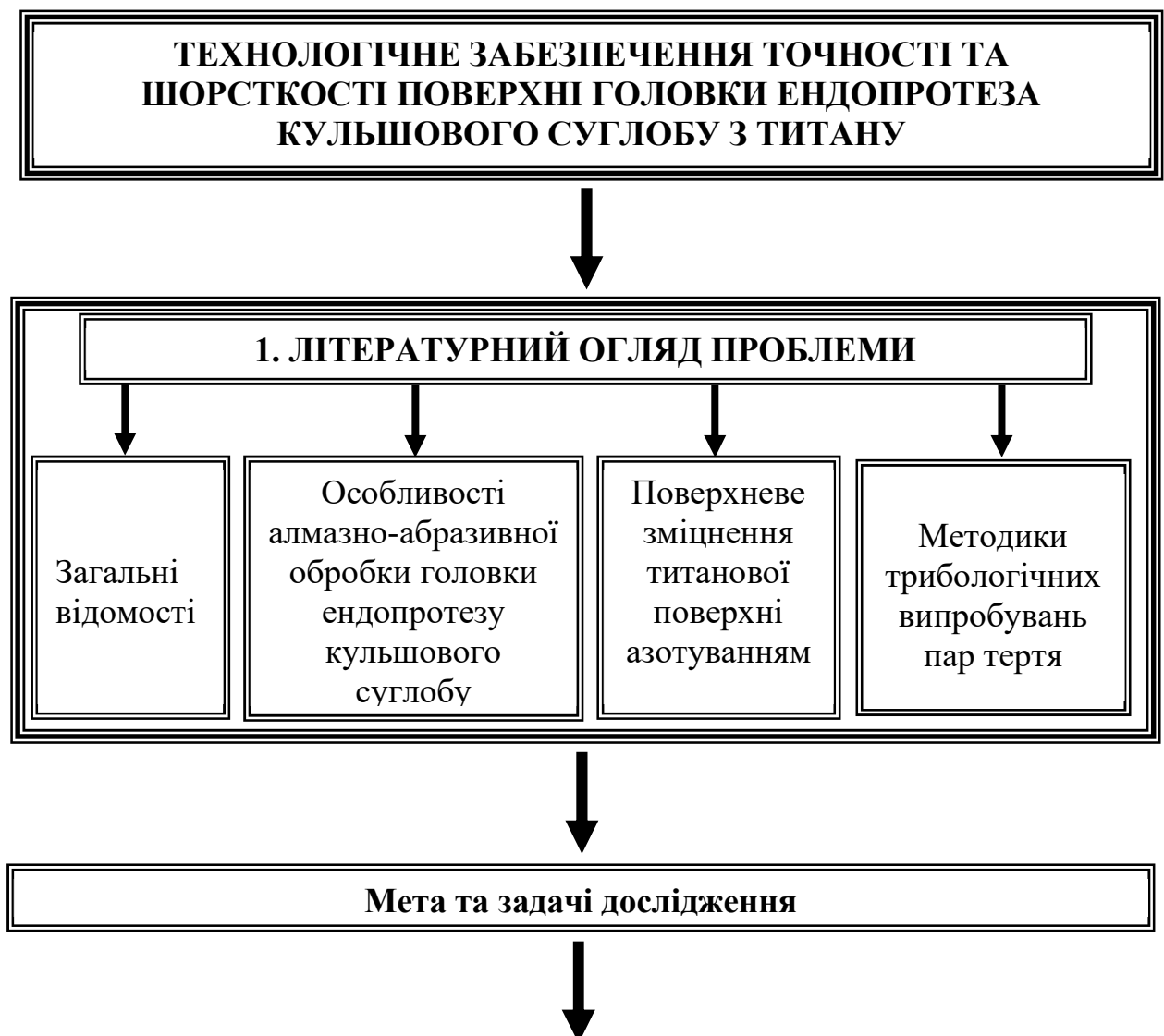
В дослідницьких закладах України такі прилади відсутні.

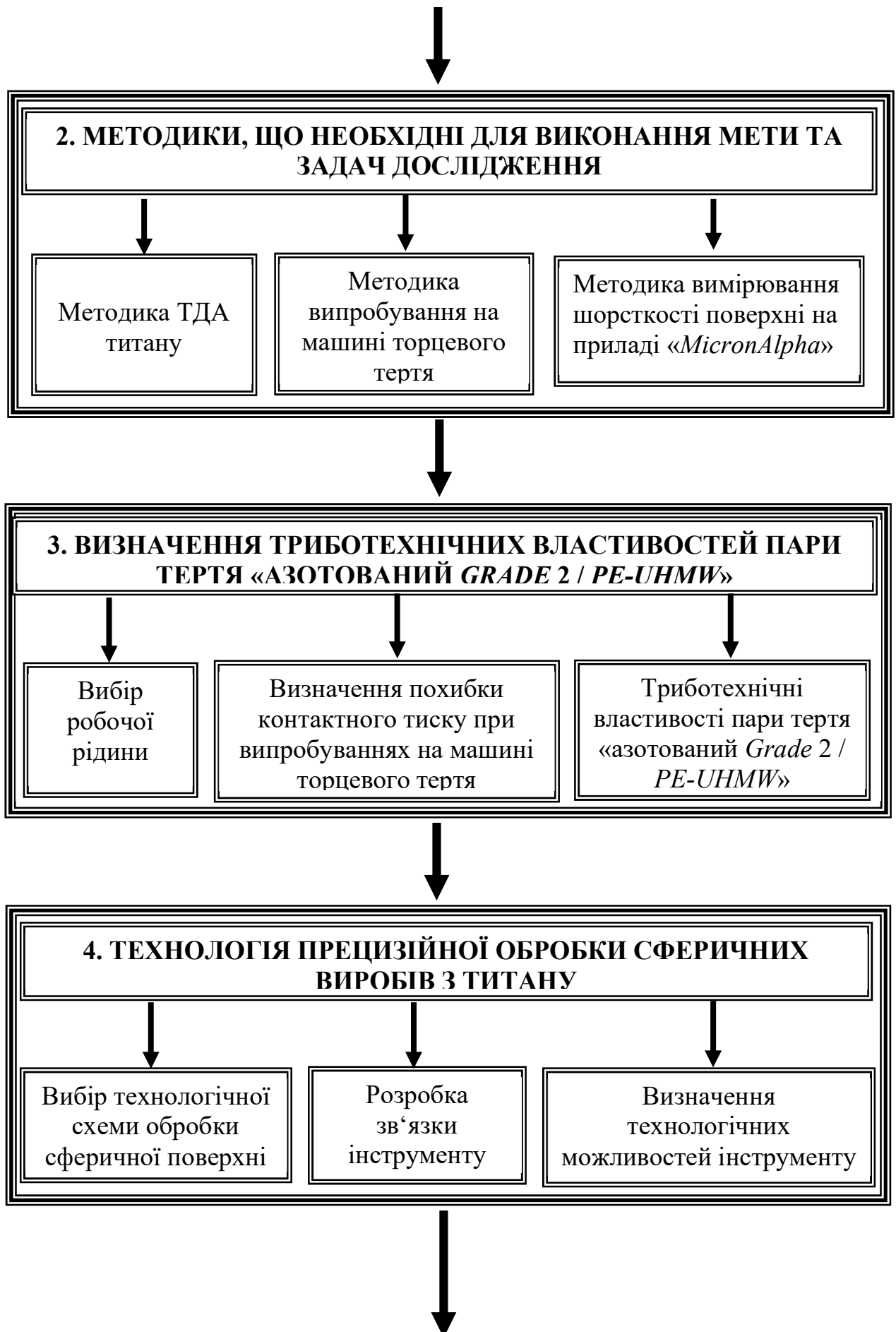
Відомо також багато промислових машин тертя, що працюють за

основними трьома схемами тертя: що забезпечують контакт по точці, контакт по лінії та конформний контакт (по площині, або по криволінійній поверхні) [94]. З таких машин тертя широко розповсюджені, так звані чотирьохкулькові [95]. Їхнім недоліком є те, що їх вісі необхідно доопрацьовувати для максимального наближення випробувань до умов функціонування природного суглобу.

### 1.5. Структурно-логічна схема дослідження

Матеріал, що наведений вище дає можливість сформулювати структурно-логічну схему дослідження, яка поділяється на блоки пов'язані між собою причинно-наслідковим зв'язком (рис. 1.13).





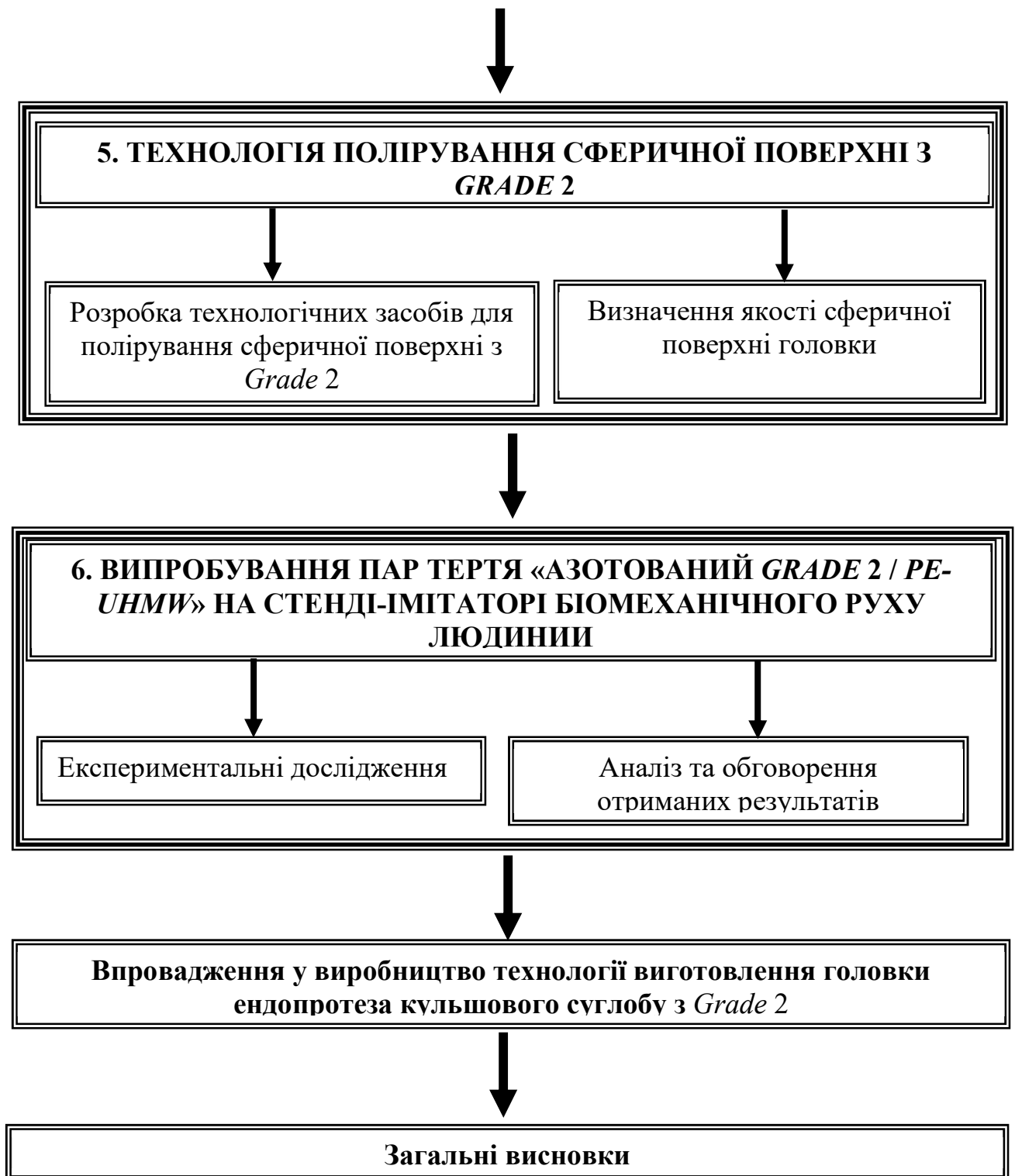


Рис. 1.13. Структурно-логічна схема роботи

### 1.6. Висновки. Мета та задачі дослідження

На основі проведеного аналізу літературних джерел можна зробити наступні висновки:

1. Для виготовлення головок шарнірного зчленування ендопротезів кульшового суглобу найчастіше використовують метал та кераміку; найбільше розповсюдження в світовій ортопедичній практиці сьогодні має метал-полімерна пара; серед металів найкращу біосумісність з тканинами людського тіла мають сплави титану; найкращу біосумісність з тканинами людського тіла має технічно чистий титан; при його використанні в якості матеріалу головки виключається крихке руйнування при динамічних навантаженнях, а також гальванічна пара між ніжкою та головкою.

2. Внаслідок підвищеної схильності до схоплювання практично з усіма матеріалами титан не може бути використаний в медичних парах тертя без модифікації робочої поверхні; найбільш поширений та простий метод модифікування титанових головок – азотування; при іонному азотуванні титанових компонентів з *GRADE 5* та *GRADE 7* відбувалося значне зменшення коефіцієнту тертя та зношування контртіла; метод термодифузійного азотування забезпечує найбільшу надійність шарнірного зчленування; в літературі не знайдено згадок використання титану марки *Grade 2* в якості компоненту пари тертя.

3. Технології прецизійної та фінішної (полірування) механічної обробки головки ендопротеза кульшового суглобу з технічно чистого титану на сьогодні не створено; на сьогодні розроблено декілька технологічних схем, які можуть бути застосовані для прецизійної обробки сферичних поверхонь виробів з титану; найбільш прийнятною є схема вільного притирання; дана схема може бути застосована лише за умови створення ефективного алмазно-абразивного інструменту; в літературі не виявлено технологічних рекомендацій щодо використання полірувальних паст для полірування титану, здатних забезпечити вимоги до шорсткості поверхні головок ендопротезів.

**Метою даної роботи** є технологічне забезпечення точності та шорсткості поверхні головки ендопротеза кульшового суглобу з технічно чистого титану алмазно-абразивною обробкою.



У відповідності з цим в роботі вирішувались наступні **задачі**:

1. Дослідження ефективності модифікування робочої поверхні головки методом ТДА, визначення триботехнічних характеристик пари «азотований *GRADE 2 / PE-UHMW*» шляхом проведення порівняльних триботехнічних випробувань;
2. Вибір технологічної схеми прецизійної обробки сферичної поверхні титанового компонента та розробка інструменту, вивчення технологічних можливостей розробленого інструменту;
3. Розробка технологічних засобів та вивчення можливостей алмазного полірування для забезпечення шорсткості на сферичній поверхні головки з *Grade 2 Ra < 0,05* згідно міжнародного стандарту *ISO 7206-2:2011*;
4. Дослідження експлуатаційних характеристик шарнірного зчленування ендопротезу на стенді-імітаторі;
5. Здійснити промислову перевірку отриманих результатів.

## РОЗДІЛ 2

### ОБЛАДНАННЯ, МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИКИ ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ВИПРОБУВАНЬ

#### 2.1. Обладнання та матеріали для випробувань

Основні дослідження проводили на токарно-гвинторізному верстаті *CJ6250YB/1500*.

Для досліджень використовували титан *GRADE 2*, *COCrMo*, нержавіючу сталь *X18H10T*. Контртіло в парах тертя виготовляли з надвисокомолекулярного поліетилену (*HBMPE*, *PE-UHMW*) – хірулен. Фізико-механічні властивості цих матеріалів наведені в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1.

Фізико-механічні властивості матеріалів для випробувань

Матеріал	Твердість	$\sigma_B$ , МПа	$\sigma_{0,2}$ , МПа	$\delta_p$ , %	$\Psi$ , %	Література
<i>GRADE 2</i>	131-163	400-450	300-420	30	60	[96]
<i>COCrMo</i>	300	897	517	20	-	[97]
<i>X18H10T</i>	197-285	490	196	40	55	[98]
хірулен	-	46,2	21,5	434	-	[99]

#### 2.2. Підготовка титану для експериментів

Перед дослідженнями, для зняття технологічної спадковості прокату, титанові заготовки відпалювали. В однофазних  $\alpha$ -титанових сплавах, до яких відноситься титан марки *Grade 2* (*BT1-0* – технічно чистий титан з технологічними добавками алюмінію до 0,7 %) заготовки відпалювали при температурі близькій до температури початку рекристалізації. При використанні вихідної пруткової заготовки, температура відпалу становила 650 °С. Для забезпечення мінімальних внутрішніх напружень від механічної обробки, заготовки попередньо обточували з залишковим припуском, якого

достатньо для виготовлення сферичної деталі, і відпалювали у вакуумній печі СНВЛ1.3.1/16М1 при зростанні залишкового тиску  $\leq 2 \times 10^{-2}$  Па протягом 120 хвилин [100].

### 2.3. Методика тарування пружної державки

Державка використовується для контролю сили притискання при алмазно-абразивній обробці сферичної поверхні титану за технологічною схемою вільного притирання.

Тарування проводилось за допомогою стандартного відтарованого пружного динамометру типу ДОСМ – 3 (рис. 2.1).

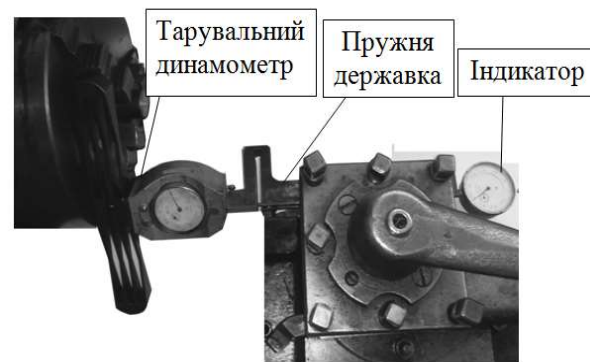


Рис. 2.1. Тарування пружної державки

Пружна державка закріплювалась в різцетримачі верстату і навантажувалась за допомогою гвинту поздовжньої подачі. При стисканні державки фіксувалися значення навантаження за допомогою індикатора, встановленого в державку.

За отриманими даними було побудовано тарувальний графік (рис. 2.2).

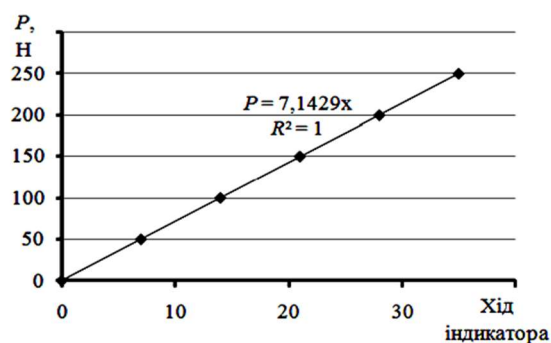


Рис. 2.2. Графік тарування пружної державки

## 2.4. Методика випробувань на машині торцевого тертя

Триботехнічні випробування матеріалів, використовуваних в медичних парах тертя, доцільно проводити в кілька етапів. На першому етапі необхідно визначити принципову придатність матеріалів для роботи в складі вузла тертя ендопротеза. Ці випробування проводять в лабораторіях з прискореним режимом, тобто в умовах посилення контактного тиску, швидкості або температури, щоб скоротити початкову стадію підбору матеріалів.

Для можливості порівняння результатів, отриманих в різних лабораторіях, умови випробувань прагнуть ідентифікувати. З цією метою застосовують стандарти, які обумовлюють випробування. Не повна відповідність умов тертя при спрощених випробуваннях не дозволяє давати кількісну оцінку трибологічної «поведінки» матеріалів в умовах *in vivo*, однак вони дозволяють ранжувати випробувальні матеріали по відношенню до тих, які добре вивчені. Крім того, такі випробування можуть бути корисні для визначення граничних умов застосування матеріалів [18].

В дослідженнях для лабораторних випробувань використовувалась машина торцевого тертя (додаток А), яка відтворює схему тертя плоскої поверхні обертового кільця по площині нерухомого диску (рис. 2.3).

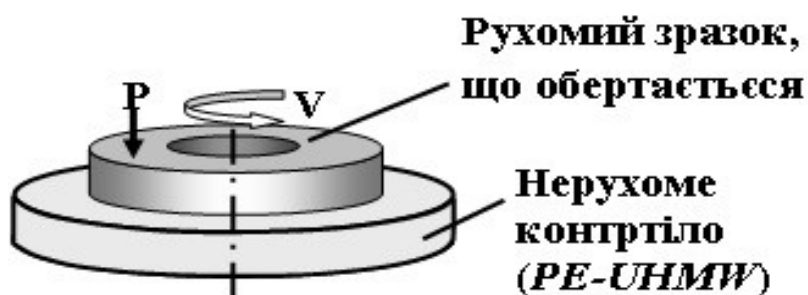


Рис. 2.3. Схема випробувань на машині торцевого тертя

У випробуваннях на машині торцевого тертя застосовували компонент з *CoCrMo* ( $HV$  4,5 ГПа), сталі X18H10T, кераміка  $ZrO_2$ , а також компоненти з *Grade 2*, модифіковані за різними технологічними режимами. Всі компоненти випробовувались в парі тертя з *PE-UHMW*.

В цих парах тертя визначали коефіцієнт тертя контртіла та інтенсивність питомого зносу компонента *PE-UHMW*.

Для визначення коефіцієнту тертя контртіло встановлювали в пристосування, що спирається на упорний підшипник, і тензометричним динамометром фіксували величину моменту, що виникає при терті кільця по площині (рис. 2.4). Попередньо, виходячи з реальних розмірів плеча, проводили тарування динамометру.

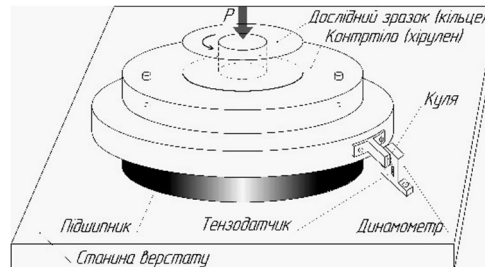


Рис. 2.4. Схема вимірювання крутного моменту для визначення сили тертя

Крім коефіцієнту тертя фіксували інтенсивність питомого зносу компоненту *PE-UHMW*, що визначається як знос площадки  $1 \text{ мм}^2$ , віднесений до шляху тертя ( $\text{мм}^3/\text{км}$ ). Профіль канавки зносу (рис. 2.5) визначався, як глибина канавки зносу на поверхні контртіла, яка вимірювалась на контактному профілограф-профілометрі *RT10*. Вимірювання зносу деталей пари тертя оцінювалося після проходження кожних 4-х кілометрів за сумарним шляхом тертя – 60 км. При цьому враховувалися тільки характеристики, отримані після закінчення періоду приробітки (200 – 400 м).

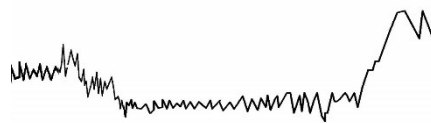


Рис. 2.5. Профілограма канавки зносу *PE-UHMW*

В результаті за визначеними характеристиками пар тертя аналізували доцільність їх використання в медицині.

## 2.5. Методика підготовки зразків тертя для машини торцевого тертя

Для машини торцевого тертя шляхом механічної обробки виготовляли зразок площини нерухомого диску з *PE-UHMW* згідно ескізу вказаного на рис.

2.6 та зразок кільця, що обертається, який виготовлявся згідно розробленого ескізу (рис. 2.7).

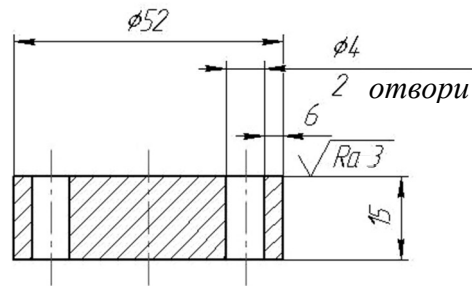


Рис. 2.6. Ескіз плоского зразку з *PE-UHMW*

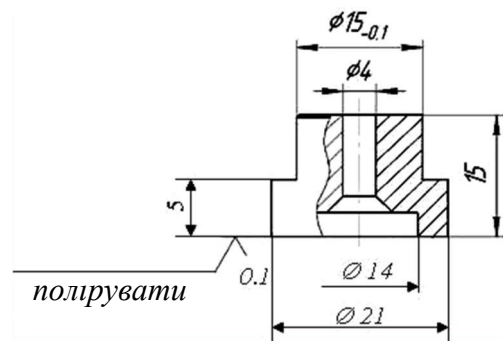


Рис. 2.7. Ескіз зразку для кільця, що обертається

Після виготовлення титановий зразок азотували. Площина у вигляді кільця, що обертається в машині торцевого тертя, повторно полірується до шорсткості поверхні  $Ra < 0,1$  та перевіряється мікротвердість поверхні тертя на мікротвердомірі ПМТ-3.

## 2.6. Методика вимірювання шорсткості сферичної поверхні

Згідно міжнародного стандарту *ISO 7206-2:2011* [36] шорсткість поверхні вимірюється двомірною оцінкою параметрів. Такий вимір шорсткості поверхні не дає повноцінного оцінювання.

Більш достовірною є тривимірна топографія з нанометровим просторовою роздільною здатністю.

Сьогодні існує широка номенклатура методів та обладнання для вивчення топографії поверхні, що мають як свої переваги так і недоліки, площу сканування та характеристики роздільної здатності. Основним поділом вимірювання є контактний та безконтактний методи [101].

Найбільш поширений щуповий (контактний) метод вимірювання поверхні виробу [102]. Такі прилади випускають наступні відомі світові виробники: *Taylor Hobson, Ambios, VEECO, Zygo* та ін.

Обов'язковим в сучасному приладі є те, що збережені дані можуть окремо оброблюватись програмним забезпеченням вимірювального комплексу та проводити фільтрацію з розрахунком параметрів шорсткості та профілю поверхні [103].

Вимірюванню шорсткості сферичної поверхні головки ендопротеза кульшового суглобу з титану такими приладами заважає ще й той факт, що щуп, який проходить по поверхні виміру, залишає подряпини (рис. 2.8), оскільки титан пластичний матеріал.

Більш точним є інтерференційний метод виміру шорсткості поверхні за допомогою оптичного контролю. Цей метод є найбільш ефективним для вивчення рельєфу поверхні, її пошкоджень, ерозії та зносу [104].



Рис. 2.8. Дефекти, що залишає щуп при вимірі шорсткості поверхні на титановій кулі

Один з таких приладів це «*MicronAlpha*». Прилад спеціально розроблений в Національному авіаційному університеті (м. Київ) для виміру шорсткості сферичної поверхні [105].

Прилад створений на базі серійного інтерферометра МІІ-4 з додаванням нової електронно-механічної системи управління, цифрової відеосистеми і програмного забезпечення. Основою роботи приладу є

отримання інтерференційної картини. Ця картина представляє собою систему кілець з синусоїдальним розподілом інтенсивності вираженого максимуму, що реєструється на комп'ютері.

Як приклад на рис. 2.9 наведені схема і мікрофотографії поверхні кулі (сфери) в інтерференційному полі в залежності від положення рухомого дзеркала (1, 2, 3).

Технічні характеристики профілометра «*MicronAlfa*»:

поле сканування ( $X, Y$ ), мкм ... .. 50 - 350;

роздільна здатність по горизонталі ( $X, Y$ ), мкм ... 0,15;

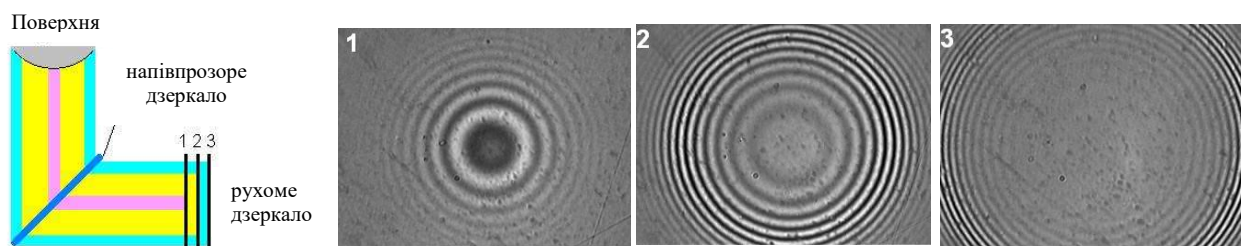


Рис. 2.9. Приклад інтерференційного поля в залежності від положення рухомого дзеркала

роздільна здатність по вертикалі ( $Z$ ), нм ... .. 5;

вимір по вертикалі ( $Z$ ), мкм ... .. до 50;

реєстрація, хв. ... .. 0,1 - 3.

Загальний вид інтерферометру представлений на рис. 2.10.

Прилад має круглу основу 7, до верхнього торця якого пригвинчена порожниста циліндрична колона, на якій встановлений предметний столик 1.

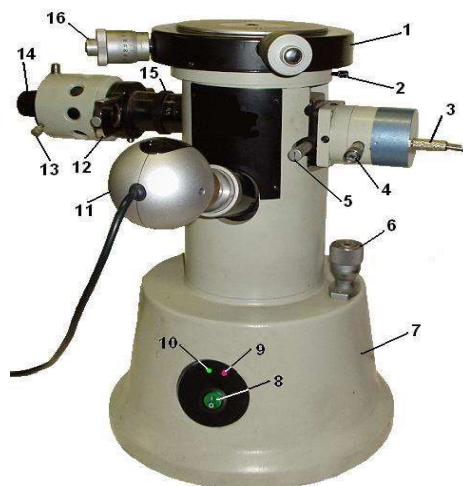


Рис. 2.10. Загальний вид приладу «*MicronAlfa*»



За допомогою двох мікрометричних гвинтів 16 столик можна переміщати в двох взаємно перпендикулярних напрямках, величину переміщення столика відраховують за шкалами гвинтів барабанів. Столик можна повертати навколо вертикальної осі і фіксувати гвинтом 2. У колоні під кутом  $70^0$  до вертикальної осі розташований візуальний тубус, на кінці якого встановлена цифрова камера 11.

Фокусування мікроскопу на об'єкт здійснюється переміщенням інтерференційної головки при обертанні мікрометричного гвинта 6, величина переміщення якого відраховується за шкалою барабану.

Інтерференційна головка закріплена на внутрішньому стакані мікроскопу.

Електронна плата управління розміщена всередині основи 7 і включається перемикачем 8.

На рис. 2.11 і 2.12 зображено кулю, що встановлена на предметному столику приладу та приклад 3D зображення відповідно.



Рис. 2.11. Куля, що встановлена на предметному столику приладу «*MicronAlfa*»

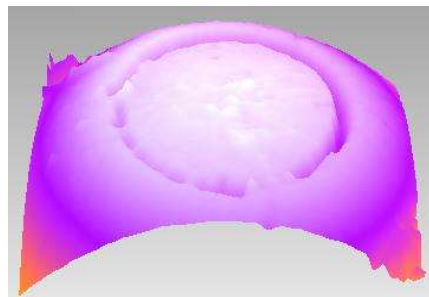


Рис. 2.12. Приклад отриманого тривимірного зображення на приладі «*MicronAlfa*»

Приклад головного інтерфейсу програми та інтерфейс вікна обробки топографії поверхні деталі зображені на рис. 2.13.

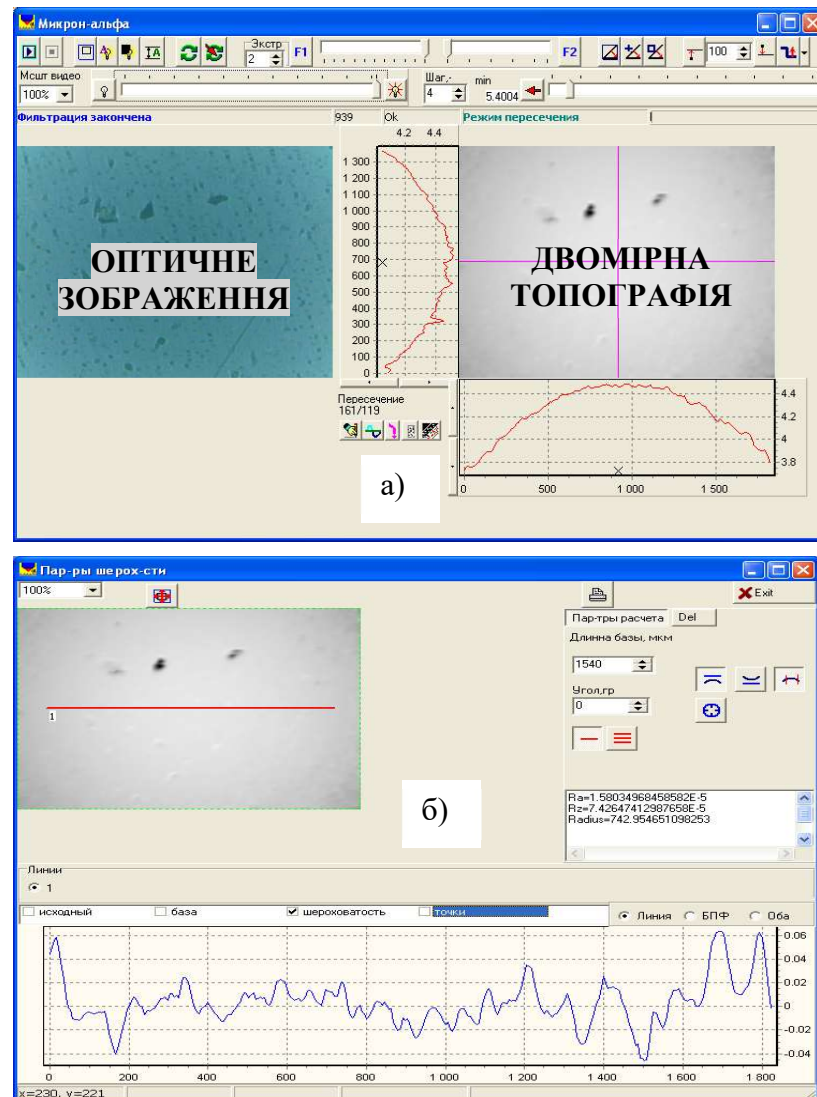


Рис. 2.13. Приклад зображення інтерфейсу комп'ютерної програми для роботи з приладом «*MicronAlfa*» (а) та інтерфейс вікна обробки топографії деталі (б)

Використовуючи такий прилад можна отримати фото поверхні деталі, її тривимірне зображення, значення шорсткості поверхні та профілограми.

## 2.7. Термодифузійне азотування з насиченням в контрольованому газовому середовищі

Термодифузійне насичення з контрольованого середовища

молекулярного азоту було реалізовано на установці (рис. 2.14), яка розроблена та виготовлена у Фізико-механічному інституті ім. Г. В. Карпенка



Рис. 2.14. Установка для термічної обробки в вакуумі та контрольованих газових середовищах НАН України (м. Львів) [106].

Установка дозволяє проводити насичення як в розрідженій динамічній атмосфері азоту, так і в статичних умовах за атмосферного тиску газу, забезпечувати необхідний температурно-часовий та газодинамічний режим азотування.

Установка складається з наступних основних вузлів: робоча вакуумна камера; система вакуумування і напуску газу; електропід з пультом управління за її температурним режимом; механізм для горизонтального переміщення камери разом з високовакуумною і газовою системами по відношенню до печі, яка знаходиться у стаціонарному положенні; система вакуумного, газового і температурного контролю; система водяного охолодження.

Контроль температури в робочій зоні камери довжиною 300 мм здійснюється трьома термопарами. Термопари у чохлах герметично розміщені так, що контролюють передню, середню та задню частини робочої зони камери.

Для азотування використовують газоподібний азот технічної чистоти

(ISO 2435 – 73 [107]), що містить, згідно з ТУ, кисню не більше 0,4 об. % і парів води не більше 0,07 г/м<sup>3</sup>. Азот перед подачею в реакційний простір печі висушують та звільняють від кисню, пропускаючи через капсулу з силікагелем і нагріту на ~ 50 °С вище температури насичення титанову стружку.

## 2.8. Випробування шарнірного зчленування на стенді-імітаторі біомеханічного руху людини

Випробування шарнірного зчленування ендопротезів є складною задачею. Вважається, що для отримання реальних даних по зносостійкості пари тертя ендопротез необхідно встановити в людське тіло і контролювати стан протягом декількох років. В науковій практиці для цієї мети використовують стенди-імітатори (симулятори), що відтворюють складну кінематичну систему рухів людини.

Дослідження зносостійкості шарнірного зчленування «азотований GRADE 2 / PE-UHMW» проводились на стенді-імітаторі T-24 (додаток Б, рис. 2.15).

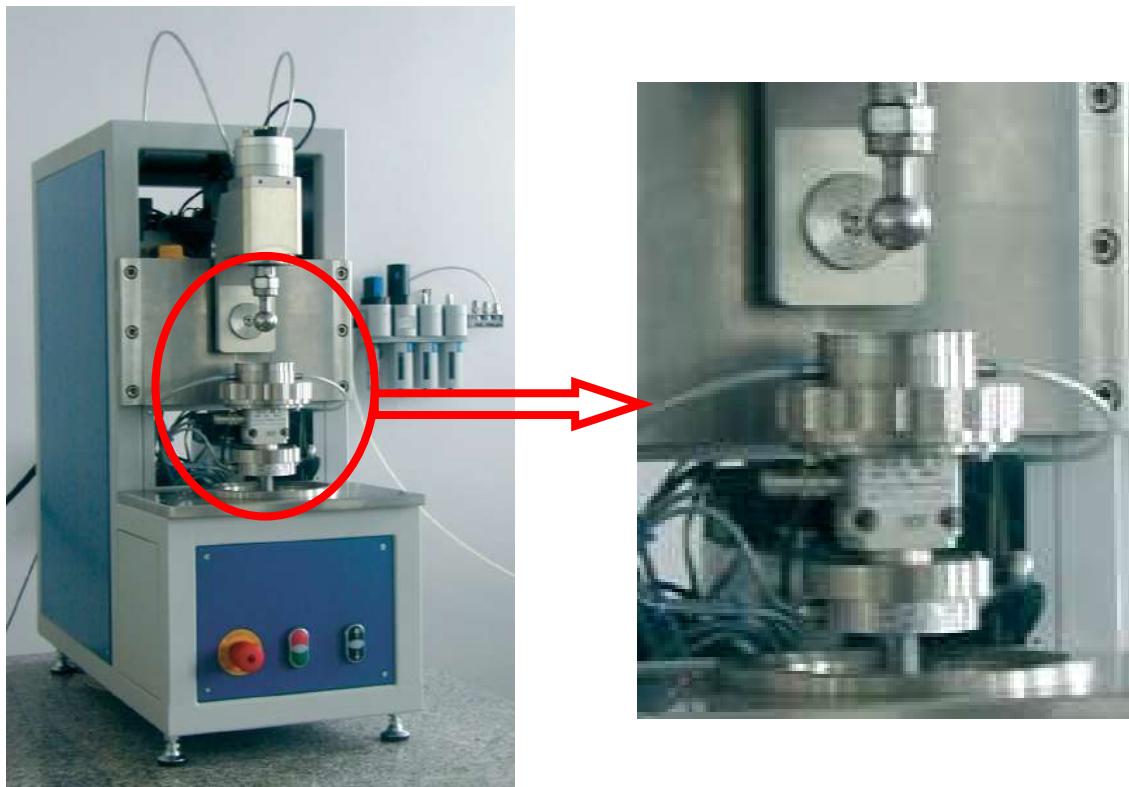


Рис. 2.15. Загальний вигляд симулятору T-24 та його робоча частина

Симулятор *T-24* призначений для вивчення трибологічних характеристик сферичних кінематичних систем біоматеріалів, що можуть використовуватись в елементах ендопротезів кульшового суглобу людини. Кінематика пристрою створює умови, що імітують роботу складних сферичних кінематичних систем з трьома ступенями свободи. Це дозволяє краще, ніж у машинах тертя відображати умови роботи суглобу, а отже, отримувати більш точні дані про експлуатаційні характеристики випробувальних матеріалів в умовах, близьких до реальних.

Поворот руху головки ендопротезу здійснюється в двох перпендикулярних осях (рис. 2.16, а) завдяки одночасній роботі сервоприводів. Тиск головки на ацетабулярну чашку реалізується за допомогою пневматичного приводу, керованого пропорційним клапаном тиску, і дає можливість відтворювати задані значення навантаження, що імітують ходу людини (рис. 2.16, б). Відтворення рухів головки та її навантаження на ацетабулярну чашку відбуваються згідно міжнародного стандарту *ISO 14242-1* [108].

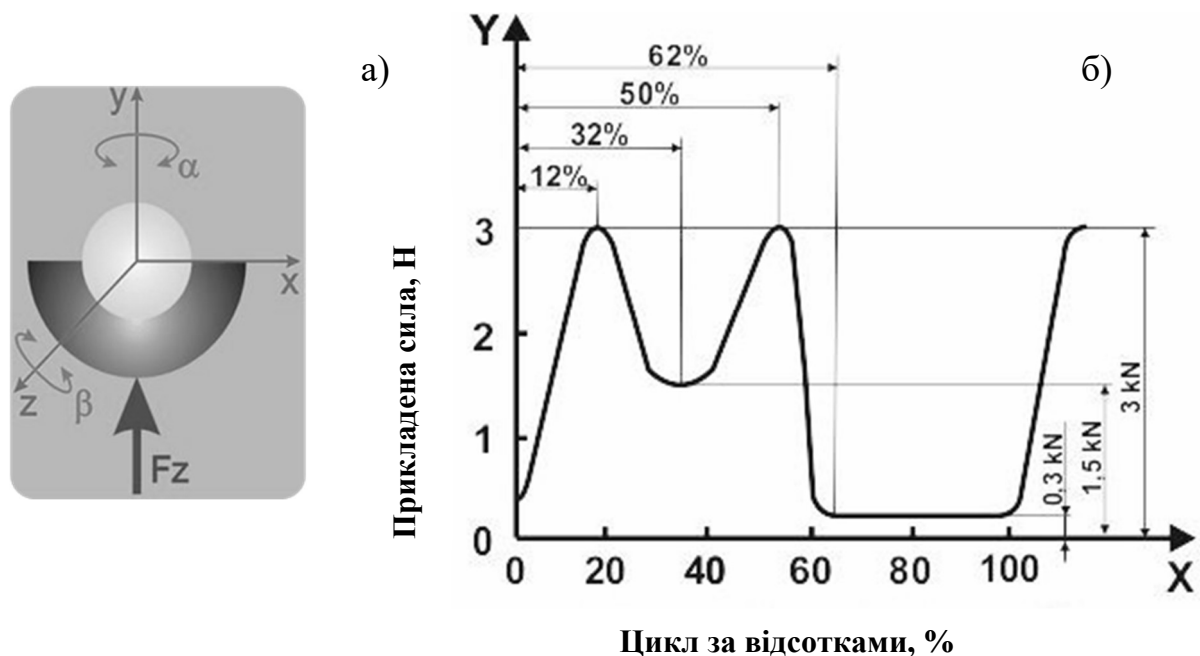


Рис. 2.16. Рухи та навантаження, що відтворює симулятор: а) схема; б) зміна навантаження на одному циклі

Системи керування та вимірювання пристрою дозволяють:

- встановлювати параметри поворотів (кут, час, кількість) за допомогою двох сервоприводів, по осі  $y$  та по осі  $z$ ;
- встановлювати характеристики навантаження  $F_z$  за допомогою пневматичного притискача;
- вимірювати та отримувати сигнали від перетворювачів (сила, момент, температура рідини) та підраховувати кількість циклів.

Всі вказані вище значення під час експерименту фіксуються комп'ютером.

Граничні значення технічних параметрів, що можна встановити на пристрої:

- |  |                               |
|--|-------------------------------|
| - навантаження                                     | 0,5 – 3,2 кН;                 |
| - діапазон обертального і реверсивного руху        | $-70^\circ - +70^\circ$ ;     |
| - діапазон коливання руху                          | $-27,5^\circ - +27,5^\circ$ ; |
| - частота, що використовується                     | до 1 Гц;                      |
| - максимальна температура змащувального середовища | 40 °С.                        |

Безперервно записуються: сила навантаження; опір руху; температура змащувального середовища; загальна кількість циклів.

Для вимірювання об'ємного зношування чашки з *PE-UHMW* використовували 3D координатно-вимірювальну машину *MISTRAL 100705* (рис. 2.17).

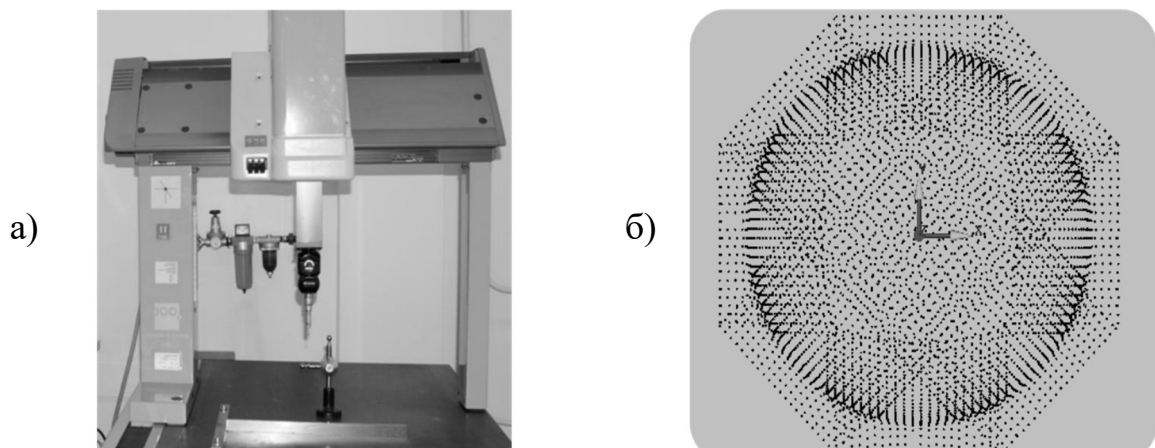


Рис. 2.17. 3D координатно-вимірювальна машина *MISTRAL 100705*: а) загальний вигляд; б) контур вимірювання

Вимірювання проводили на попередньо висушеному зразку. Для цього

була використана вакуумна сушка *VACIOTEM-T*. Загальний вид сушки представлений на рисунку 2.18.



Рис. 2.18. Вакуумна сушка *VACIOTEM-T*

Гравіметричний знос зразка вимірювався використовуючи ваги *METTLER AT261* з ціною поділки 0,01 мг. Загальний вид вагів представлений на рисунку 2.19.



Рис. 2.19. Ваги *METTLER AT261*

За визначеними характеристиками шарнірних зчленувань проводили порівняння пари тертя, що вже використовується з розробленою.

## 2.9. Висновки

1. Машина торцевого тертя з використанням розробленої методики дозволяє вивчити знос поверхонь тертя матеріалів і порівнювати їх властивості;

2. Шорсткість поверхні, що вивчена за методикою, розробленою для приладу «*Micron-alpha*», дає можливість отримувати достовірні результати на полірованій сферичній поверхні;

3. Для титанового компоненту ендопротеза кульшового суглобу метод термодифузійного азотування для підвищення зносо- та корозійної тривкості імплантанту привабливий через надійну відтворюваність параметрів азотованого шару та можливості підвищення міцнісних характеристик титану *Grade 2*.

4. Перевірка пар тертя штучних суглобів є більш важкою в реалізації ніж перевірка пар тертя на машині торцевого тертя та займає великий проміжок часу. Не дивлячись на це, така перевірка дає можливість не чекати ще більш довгий проміжок часу при встановленні ендопротезу в людину та мати меншу кількість ризиків при встановленні його в людину вперше.



## РОЗДІЛ 3

### ВИЗНАЧЕННЯ ТРИБОТЕХНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ ПАРИ ТЕРТЯ «АЗОТОВАНИЙ *GRADE 2 / PE-UHMW*»

Дослідженням, спрямованим на розробку ефективної технології обробки сферичної головки ендопротеза мають передувати триботехнічні випробування пари тертя «азотований *GRADE 2 / PE-UHMW*», метою яких є показати, що за антифрикційними характеристиками ця пара здатна конкурувати з загальновідомими, що застосовуються в практиці ендопротезування.

#### 3.1. Вибір робочої рідини для трибологічних випробувань

При проведенні триботехнічних випробувань дуже важливо враховувати, що вузол тертя ендопротеза повинен мати надзвичайно високий рівень надійності, тому для отримання коректних результатів в лабораторних випробуваннях необхідно прагнути до максимального наближення умов випробувань до умов тертя в природному суглобі.

Для будь-яких триботехнічних випробувань надзвичайно важливим є робоче середовище. Згідно з класичними положеннями науки про тертя, воно в значній мірі визначає функціональні характеристики пари. Згідно з [94], між поверхнями, що труться формується третє тіло, властивості якого значною мірою визначає робоче середовище.

Ідеальним варіантом було б проведення випробувань шарнірного зчленування в середовищі синовіальної рідини (СР), але отримати її в обсязі, необхідному для проведення випробувань, неможливо.

Відповідно до *ASTM F732-82* [92], при випробуваннях за схемою «*PIN-ON-FLAT*» в якості робочої рідини необхідно застосовувати сироватку бичачої крові. Це обумовлено тим, що синовіальна рідина є трансудатом сироватки крові (СК), тобто, в них присутні однакові компоненти, що визначають умови тертя в зчленуванні. Незначні відмінності в їх складах на умови тертя практично не впливають.

Трибологічна функція СК реалізується завдяки наявності в ній рідкокристалічних компонентів (РК) у вигляді складних ефірів кислот холестерину. РК утворюють на поверхнях тертя орієнтовану структуру, що складається з безлічі нематичних шарів, міжмолекулярна взаємодія яких невелика. Така структура подібна до структури шаруватих твердих мастил. При терті зсув локалізується між шарами, забезпечуючи низьке тертя [109].

Природно, що умови тертя в штучному зчленуванні істотно відрізняються від тертя в природному суглобі, який природа створила у вигляді системи що пристосовується («розумного» вузла тертя). Повноцінно відтворити таку систему в штучному зчленуванні поки не вдається. При цьому необхідно відзначити, що введення РК в робочу рідину приводить до істотного зниження тертя в парах практично всіх застосовуваних у практиці ендопротезування матеріалів [110].

На підставі зазначеного вище можна стверджувати, що застосування СК в якості робочого середовища при трибологічних випробуваннях штучного зчленування дозволяє отримати найбільш достовірну інформацію про його функціональні характеристики.

Однак недоліком СК є обмеження за часом використання. При випробуваннях за температури 37 °C вона швидко втрачає свої властивості, що може стати причиною похибок і, крім усього, може призвести до засмічення трубопроводів випробувального устаткування. З огляду на це, а також, що випробування на стендах-імітаторах вимагають значного об'єму робочої рідини, питання, що стосуються заміни СК на робочу рідину, адекватну їй за трибологічними властивостями та зберігає свої властивості в умовах випробувань більш тривалий час, є актуальними.

В [93] наведені результати трибологічних досліджень лікарського препарату, що містить хондроїтин сульфат, який є важливим структурним компонентом хрящової тканини. Він входить до складу синовіальної рідини суглобів і виконує змащувальну функцію.

Дослідження проводили на маятниковому трибометрі. Хондроїтин сульфат використовується в якості біологічно-активної добавки для лікування остеоартриту та інших захворювань суглобів, що супроводжуються дегенерацією хрящової тканини.

Як зразки шарнірного зчленування для трибометра використовували суглоби тварин. В результаті встановлено, що за трибологічною ефективністю препарат, що містить хондроїтин сульфат, і натуральна синовія приблизно однакові (рис. 3.1).

З огляду на викладене вище, для вивчення можливості заміни сироватки крові в трибологічних випробуваннях медичних пар тертя «*CoCrMo* / *PE*-

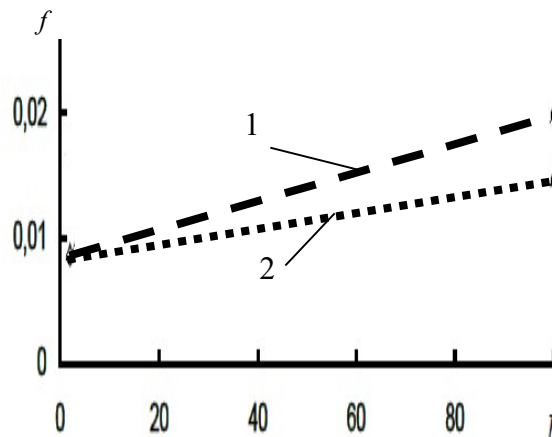


Рис. 3.1. Залежності коефіцієнта тертя природної пари хрящ - хрящ від числа коливань маятнікового трибометра при змащенні: 1 – з лікарським препаратом, що містить хондроїтин сульфат; 2 – СК *UHMW*», «азотований *Grade 2* / *PE-UHMW*» проводились дослідження ефективності лікарського препарату «Артифлекс-хондро» виробництва ТОВ «Фармацевтична компанія «ЗДОРОВ'Я» [111]. Препарат являє собою 10 % водний розчин хондроїтин сульфату, що виробляється з тваринної сировини. Випробування на маятніковому трибометрі проводили в Інституті механіки метало-полімерних систем ім. В. А. Білого НАН Білорусі під керівництвом проф. Єрмакова С. Ф., а також на машині торцевого тертя за схемою «площина-кілеце» в ІНМ ім. В. М. Бакуля НАН України. Шорсткість робочої поверхні металевого зразка, що обертається становила  $Ra\ 0,8$ , а нерухомого контртіла з *PE-UHMW* –  $Ra\ 3$ . Режимми випробувань призначали відповідно до *ASTM F732-82* [92].

Опорний вузол маятника являв собою пару тертя (рис. 3.2), де діаметр циліндричного індентора становив  $5^{-0,018}$ , а радіус опорної поверхні –  $2,5^{+0,005}$ .

У випробуваннях на маятниковому трибометрі використовували

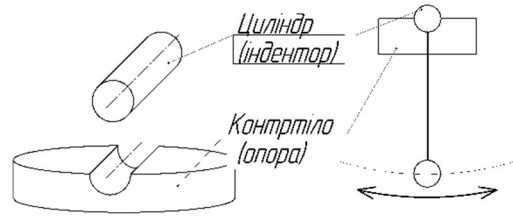


Рис. 3.2. Схема випробувань на маятниковому трибометрі компоненти пари тертя з титану *Grade 2*, поверхня яких модифікована за технологією ТДА з режимами, які забезпечили різну поверхневу мікротвердість: 12,63, 6,0, 5,5, 5,2 ГПа. Використання декількох режимів ТДА проводилося з метою підвищення надійності отриманих результатів.

Довжина маятника становила 0,51 м, вага вантажу 35,67 Н, початковий кут відхилення становив 20°. Коефіцієнт тертя оцінювали за залежністю:

$$f = \frac{\Delta A}{4(n-1)r}, \quad (2.1)$$

де  $f$  — коефіцієнт тертя;  $\Delta A$  — зменшення амплітуди коливань маятника за період, м;  $r$  — радіус ролика опорного вузла тертя, м,  $n$  — число циклів коливань.

Результати випробувань наведені на рис. 3.3. Показано, що значення коефіцієнта тертя при використанні препарату «Артифлекс-хондро» і сироватки крові практично збігаються. Максимальна відмінність має місце при використанні титанового зразка з поверхневою твердістю 12,63 ГПа і становить 14%.

З вище наведеного зроблений висновок про те, що в [111] доведено за допомогою використаного маяткового трибометру можливість заміни

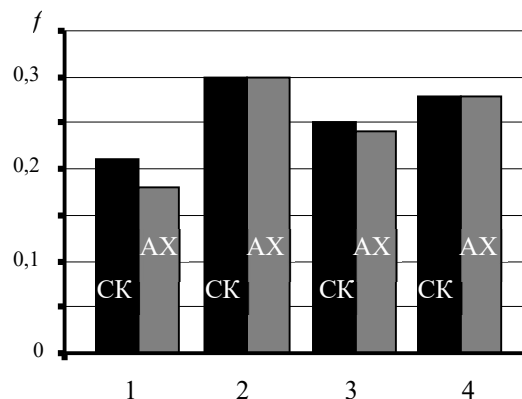


Рис. 3.3. Коефіцієнт тертя при випробуваннях пар «*Grade 2* ТДА / *PE-UHMW*», на маятниковому трибометрі в різних середовищах: 1 — «*Grade 2* ТДА (*HV* 12,64 ГПа) / *PE-UHMW*»; 2 — «*Grade 2* ТДА (*HV* 6,0 ГПа) / *PE-UHMW*»; 3 — «*Grade 2* ТДА (*HV* 5,5 ГПа) / *PE-UHMW*»; 4 — «*Grade 2* ТДА (*HV* 5,2 ГПа) / *PE-UHMW*»

бичачої сироватки крові на препарат «артифлекс-хондро» при випробуваннях пар тертя, які можуть використовуватись в ендопротезах.

### **3.2. Оцінка похибки визначення контактного тиску при випробуваннях**

Випробування проводились на машині торцевого тертя, за методикою описаною в розділі 2.4 з використанням схеми «площина / кільце».

При цьому режими призначались згідно рекомендацій стандарту *ASTM F732-82*, що передбачає проведення аналогічних випробувань медичних пар тертя за схемою «*PIN-ON-FLAT*». Швидкість ковзання зразка по контртілу  $V = 0,057$  м/с, контактний тиск, визначений, як навантаження, поділене на площу піну –  $q = 3,54$  МПа [92].

Враховуючи, що шарнірне зчленування ендопротезу є дуже відповідальним вузлом, який в значній мірі визначає ресурс виробу, доцільно переконатися в коректності визначення контактного тиску при проведенні досліджень на машині торцевого тертя.

Необхідно враховувати, що при контакті плоских тіл не завжди коректно визначати контактний тиск діленням навантаження на площу контакту. Кожна схема взаємодії може мати свої особливості, які призводять до нерівномірності розподілу нормальних напружень по контактній поверхні. З огляду на те, що схема взаємодії «*PIN-ON-FLAT*» відрізняється від «площина-кільце», а також той факт, що вузол тертя ендопротеза повинен мати дуже високу ступінь надійності, доцільно переконатися в правомірності застосування даної схеми, тобто дослідити характер розподілу нормальних напружень на контактній поверхні кільця і контртіла, оцінити вплив ковзання на характер розподілу контактних тисків.

Контактний тиск розраховувався для випадку титанового кільця *Grade 2* та диску *PE-UHMW* з використанням програмного комплексу *Deform-3DV10*. Визначення нормальних контактних напружень проводилось за розрахунковою схемою представленою на рис. 3.4. Верхня плита зафіксована, а нижня оберталася при зусиллі притиску, направленому вертикально вгору. Кільце було розбито на

90000 кінцевих елементів з щільною концентрацією більш дрібних елементів в місцях контакту з приблизними співвідношенням 1/10 у розмірах (рис. 3.5).

Приймалися наступні граничні умови:  $P = 2$  кН,  $n = 5,85$  1/с, коефіцієнт тертя – 0,12; тип матеріалу – жорстко-пластичний; теплообмін не враховувався.

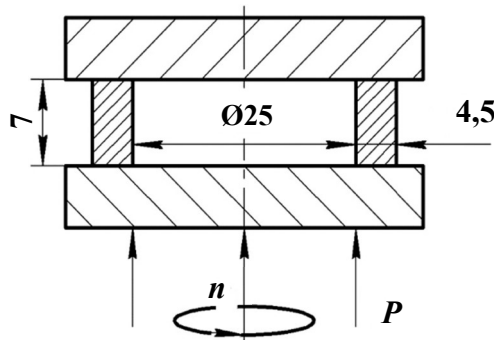


Рис. 3.4. Розрахункова схема для визначення контактних тисків для схеми площа-кілеце

В результаті отримана еюра розподілу  $q$  по ширині контакту (рис. 3.6).

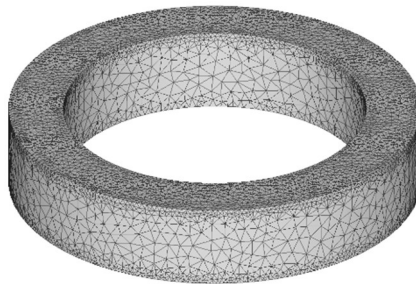


Рис. 3.5. Сітка скінченних елементів

Як видно, нерівномірність розподілу контактного тиску по поверхні тертя кільця не перевищує 3%, тобто в розглянутому вище випадку цілком правомірно визначати нормальні напруження на контактній поверхні діленням навантаження на площу контактної поверхні.

При цьому, як показали розрахунки, зміна коефіцієнта тертя в діапазоні 0,05 – 0,15 не спричинила істотного впливу на розподіл контактного тиску.

Дана схема випробувань досить зручна в тому плані, що легко реалізує необхідні контактні тиски. Крім того, виключає негативні явища, які можуть виникнути при використанні схеми «PIN-ON-FLAT», а саме, при навіть незначному перекосі PINу. Однак її недоліком є те, що на відміну від реальних

умов роботи суглобу, напрямок сил контактного тертя не змінюється. Це можна виключити, якщо надавати рухомому зразку зворотньо-обертовий рух.

### 3.3. Триботехнічні властивості пари тертя «азотований *GRADE 2* /

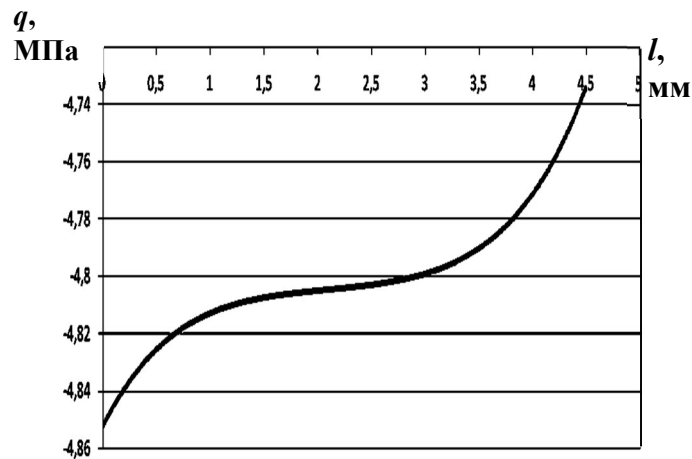


Рис. 3.6. Розподіл контактного тиску ( $q$ ) по ширині контакту поверхні, що треться (від осі до периферії)

*PE-UHMW*»

В дослідженнях було випробувано 12 зразків титану *Grade 2*, після ТДА за різних режимів (основні режими азотування наведено в табл. 3.1). Контртіло було виготовлено з *PE-UHMW*.

Таблиця 3.1.

Режими ТДА титану *Grade 2*

Режими азотування	
1	750 °C, 5 год, 1 атм N <sub>2</sub>
2	700 °C, 5 год, 1 атм N <sub>2</sub>
3	650 °C, 5 год, 1 атм N <sub>2</sub>
4	650 °C, 20 год, 1 атм N <sub>2</sub>
5	700 °C, 20 год, 1 атм N <sub>2</sub>
6	750 °C, 20 год, 1 атм N <sub>2</sub>
7	750 °C, 10 год, 1 атм N <sub>2</sub>
8	750 °C, 20 год, 1 атм N <sub>2</sub> + вакуумний відпал
12	750 °C, 20 год, 1 атм N <sub>2</sub> 800 °C

Результати випробувань наведено на рис. 3.7. Видно, ряд режимів ТДА забезпечують кращі антифрикційні властивості пари «азотований *Grade 2/PE-UHMW*» в порівнянні з парами, що традиційно використовуються в ендопротезуванні. Найменше значення коефіцієнту тертя (0,04) та питомої інтенсивності зносу хірулену (0,2 мм<sup>3</sup>/км) на рівні пари «*ZrO<sub>2</sub>/ PE-UHMW*» забезпечив дванадцятий режим ТДА.

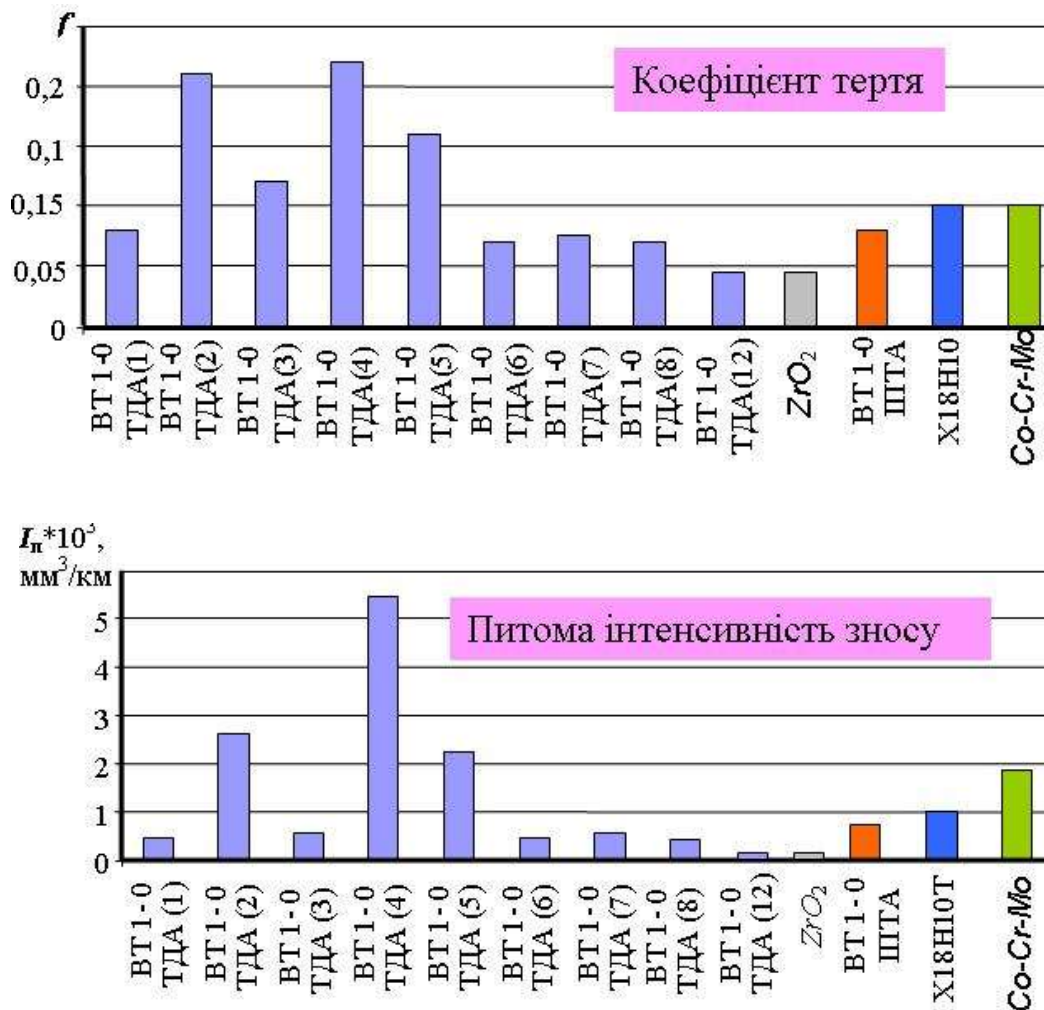


Рис. 3.7. Результати випробувань на машині торцевого тертя  
При цьому отримано наступні кількісні характеристики поверхневого зміцненого шару:

- Товщина нітридного шару до 3 мкм (рис. 3.8);
- Товщина перехідного дифузійного шару 80 мкм (рис. 3.9);
- Поверхнева мікротвердість 17 ГПа;
- Шорсткість поверхні *Ra* 0,21.





Рис. 3.8. Фото поверхнево зміцненого титану ТДА

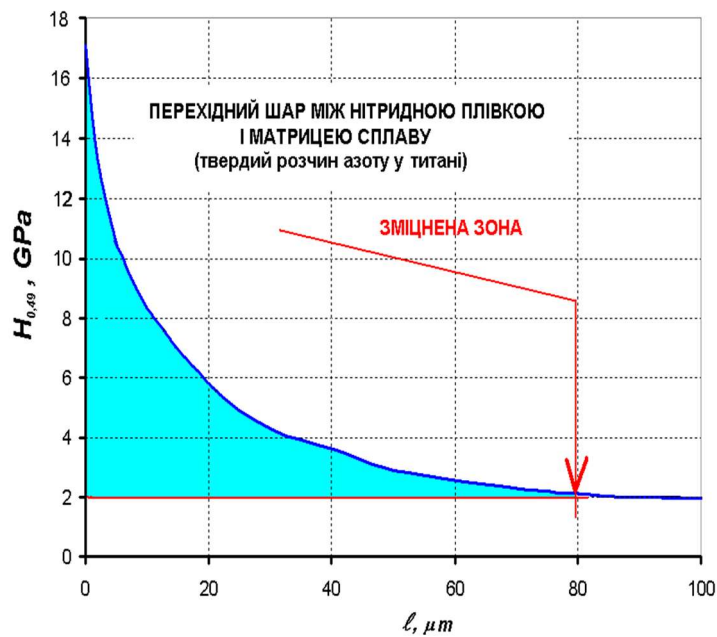


Рис. 3.9. Глибина та твердість поверхневого шару ТДА

### 3.4. Висновки

1. Триботехнічними випробуваннями доведено, що термодифузійне азотування титану марки *Grade 2* забезпечує високі антифрикційні характеристики пари тертя «азотований *Grade 2* / *PE-UHMW*», які суттєво перевищують характеристики пари тертя «*CoCrMo* / *PE-UHMW*», а також «*X18H10T* / *PE-UHMW*» і знаходиться на рівні пари «*ZrO<sub>2</sub>* / *PE-UHMW*».

2. За допомогою проведених триботехнічних досліджень було доведено доцільність розробки технології прецизійної обробки робочої сферичної поверхні титанового компонента пари тертя, яка могла б бути використана в їх промисловому виробництві.

## РОЗДІЛ 4

### ТЕХНОЛОГІЯ ПРЕЦИЗІЙНОЇ ОБРОБКИ СФЕРИЧНИХ ВИРОБІВ З ТИТАНУ

#### 4.1. Вибір технологічної схеми прецизійної обробки сферичної поверхні

Як описано в першому розділі для отримання відхилення від сферичності менше 10 мкм на оптичних, або керамічних поверхнях, зазвичай, використовують два варіанти технологічних схем обробки: схема за методом «жорстких вісей» (див. рис. 1.6) [37 – 41] та схема за методом «вільного притирання» (див. рис. 1.7) [37, 39 – 45].

В першому випадку має місце висока продуктивність обробки, проте точність формоутворення залежить від точності руху виконавчих ланок верстата. Знос інструменту також значно впливає на точність формоутворення поверхні.

В другому випадку шарнірне кріплення притиру забезпечує вільне самовстановлення його увігнутої робочої поверхні на оброблюваній поверхні виробу. Через кутове розташування осей обертання не потрібно примусового обертання притиру. Знос притиру не значно впливає на точність формоутворення.

Також існує схема доведення між двома дисками, але вона призначена для обробки тільки повносферичних деталей [112].

Таким чином, для обробки сферичної робочої поверхні титанової головки найбільш підходить технологічна схема «вільного притирання». Цю схему було вдосконалено для обробки куль з кераміки та сапфіру зі сферичною поверхнею більше ніж її половина діаметру (рис. 4.1) в ІНМ ім. В. М. Бакуля НАН України [27]. Однак внаслідок того, що оброблюваність титану абразивними методами набагато гірше, ніж кераміки, вона може бути

використана лише за умови застосування спеціального інструменту, який забезпечує стабільне зняття припуску без задируутворення, забезпечуючи при цьому необхідну шорсткість оброблюваної поверхні та відсутність шаржування.

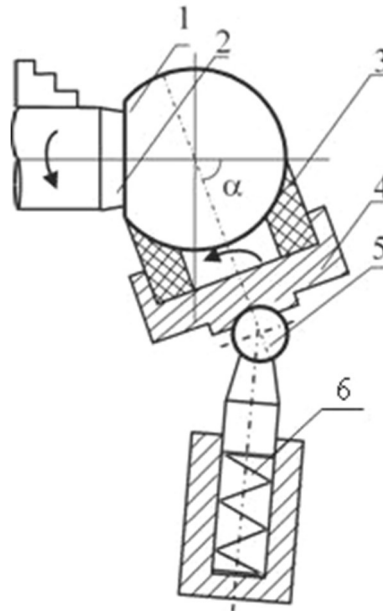


Рис. 4.1. Технологічна схема вільного притирання: 1 – деталь; 2 – оправка; 3 – притир; 4 – обойма; 5 – шарнір; 6 – пружна державка

Уникнути шаржування оброблюваного виробу з такого пластичного матеріалу, як чистий титан, можливо, застосувавши в абразивному композиті зв'язку, що дозволяє надійно утримувати абразивні зерна, виключаючи їх макроруйнування.

Таким чином для обробки титанової сферичної поверхні необхідно розробити композицію для інструменту, що відповідає описаним вимогам.

## 4.2. Розробка інструменту

Особливості контактної взаємодії абразивних композитів з титаном в процесі обробки обумовлені високою активністю його свіжеутвореної поверхні. В цих умовах навіть при інтенсивному охолодженні із застосуванням спеціальних технологічних середовищ, зазвичай, відбувається або захоплення (в разі застосування інструменту на металевій зв'язці), або

засалювання (в разі застосування інструменту на неметалевій зв'язці) робочої поверхні абразивного інструменту з втратою його ріжучої здатності.

Згідно ГОСТ 21445-84 [113] засалювання це процес перенесення на робочу поверхню абразивного інструменту частинок шламу в процесі обробки (шлам - відходи шліфування, що складаються з частинок абразиву, зв'язки і шліфувальної стружки). Ці частинки здатні проникати і утримуватися у просторі між абразивними зернами і в порах інструменту, в результаті чого його ріжуча здатність різко знижується. Засалювання відбувається, в першу чергу, внаслідок налипання частинок металу заготовки на абразивні зерна.

В результаті засалювання інструменту відбувається схоплювання титану з металевою складовою шламу і утворення наростів. При цьому на оброблюваній поверхні формуються глибокі подряпини і її якість погіршується.

Відомо, що чим вища в'язкість матеріалу оброблюваної деталі і твердіший інструмент, тим більша ймовірність його засалювання та схоплювання. Внаслідок цього використання абразивних інструментів зі свідомо високою міцністю утримання абразивних зерен, наприклад, на основі металоалмазних композитів, в даному випадку неможливо.

Необхідно також враховувати, що при використанні технологічної схеми вільного притирання обробка сферичних деталей імплантів відбувається з невеликою швидкістю відносного переміщення інструменту та деталі (не перевищує 69 м / хв). Для традиційних абразивних композитів на полімерних та керамічних зв'язках подібний режим роботи завжди пов'язаний з підвищеним зносом [114].

При обробці матеріалів, що важко оброблюються абразивними методами (до яких відносяться титанові сплави), для забезпечення продуктивності та якості обробленої поверхні особливо важливо дотримуватися певних умов [115 – 117]:

- Прагнути до зменшення температури;
- Максимально уникати контакту зв'язки з матеріалом, що

оброблюється;

- Прагнути до зменшення температурних градієнтів у виробі;
- Забезпечити гарну різальну здатність інструменту.

Для виконання таких умов автором [118] запропоновано обробку методом глибинного шліфування з використанням переривчастих кругів на полімерних зв'язках, що зменшило температурні градієнти та температуру шліфування.

Удосконалення переривчастого шліфувального круга провів автор [54]. Обробка таким шліфувальним кругом з демпфуючими елементами (рис. 4.2), забезпечує зменшення температурних градієнтів у виробі та покращення якості обробки.

Забезпечення демпфування в інструменті для обробки титанової сфери може бути виконано, якщо використати каучукові еластичні зв'язки. Нами



Рис. 4.2. Переривчасті шліфувальні круги з демпфуючими елементами

були виконані випробування каучукових еластичних зв'язок на схильність до захоплення з титаном GRADE 2.

Схема випробувань наведена на рис. 4.3. Циліндричний зразок з *Grade 2* встановлювали в патрон токарного верстата. Інструмент на каучуковій зв'язці виготовляли у вигляді бруска перетином 10 x 10 мм, ставили в різцетримач та притискали до циліндричного зразка силою  $P$ . В якості мастила використовували масло «Індустріальне 20».

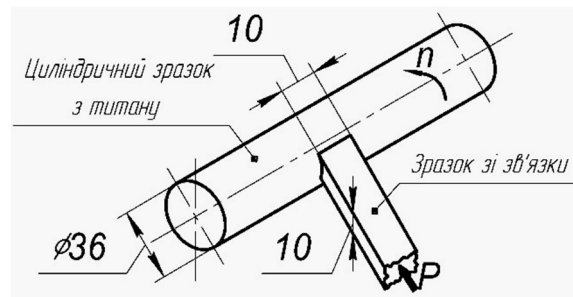


Рис. 4.3. Схема випробування зразків зв'язки на адгезійну взаємодію з оброблюваним матеріалом

Циліндричний зразок приводили в обертання. Силу притиску змінювали в діапазоні  $P = 50 - 200$  Н, число обертів –  $n = 50 - 160$  об/хв.

В результаті експерименту встановлено, що вже при  $P = 50$  Н незалежно від числа обертів дана зв'язка не може забезпечити роботу інструменту без схоплювання.

Відомо також, що на інтенсивність виникнення і розвитку осередків задируутворення при контактній взаємодії абразивного інструменту з оброблюваним виробом серед інших факторів може суттєво впливати площа контакту зв'язки абразивного композиту з оброблюваною поверхнею. А саме, зі збільшенням реальної площі контакту інтенсивність розвитку осередків схоплювання зростає. Величина цієї площі та її зміна в процесі зношування інструменту або при зміні умов його роботи залежить від особливостей структури і властивостей абразивного композиту.

Вершини ріжучих зерен абразивного композиту знаходяться на різній висоті над поверхнею зв'язки. Тому при незмінному зусиллі притиску площі безпосереднього контакту абразивних зерен і зв'язки з оброблюваною поверхнею можуть коливатися в широких межах. Зазвичай, з оброблюваною поверхнею контактує лише мала частка зерен, на яких концентрується значне навантаження, що призводить до їх руйнування з відокремленням великих фрагментів. При цьому формується нова база контакту, представлена невеликою кількістю зерен з меншим рівнем виступання над зв'язкою. Різниця між виступанням абразивних зерен над поверхнею і глибиною їх занурення в оброблюваний матеріал у міру їх руйнування зменшується, що призводить до збільшення площі контакту зв'язки з оброблюваним матеріалом та вірогідності схоплювання.

Таким чином, фізико-хімічні умови в зоні різання в даному випадку не забезпечують ефективного використання відомих абразивних композитів з високою здатністю до самозаточування оскільки вони мають низьку стійкість і високу ймовірність задироутворень.

Абразивний інструмент для обробки сферичних виробів з титану за схемою вільного притирання, повинен зводити до мінімуму адгезійну взаємодію зв'язки з оброблюваним матеріалом, забезпечуючи стійкість і продуктивність, які роблять економічно доцільним його застосування. Для цього він повинен мати різальні зерна, що в максимальній кількості достатньо виступають над поверхнею, утворюючи екран між зв'язкою абразивного композиту й оброблюваною поверхнею.

Уникнути перелічених негативних явищ, що призводять до підвищеного зносу інструменту і адгезійної взаємодії з оброблюваним матеріалом, можливо, застосувавши абразивні композити, зв'язка яких здатна до оборотного зменшення модуля пружності і підвищенню деформованості у відповідь на збільшення механічного навантаження, прикладеного до абразивних зерен. Тобто до адаптивної перебудови своєї структури під дією навантаження. Результатом має бути пружна піддатливість зв'язки, яка дозволяє більш виступаючим зернам глибше занурюватись, утворюючи «ансамбль» зерен, однаково виступаючих над поверхнею інструменту, утворюючи необхідний екран між поверхнею зв'язки абразивного композиту й оброблюваною поверхнею.

Схема адаптації зерна в зв'язці наведена на рис. 4.4.

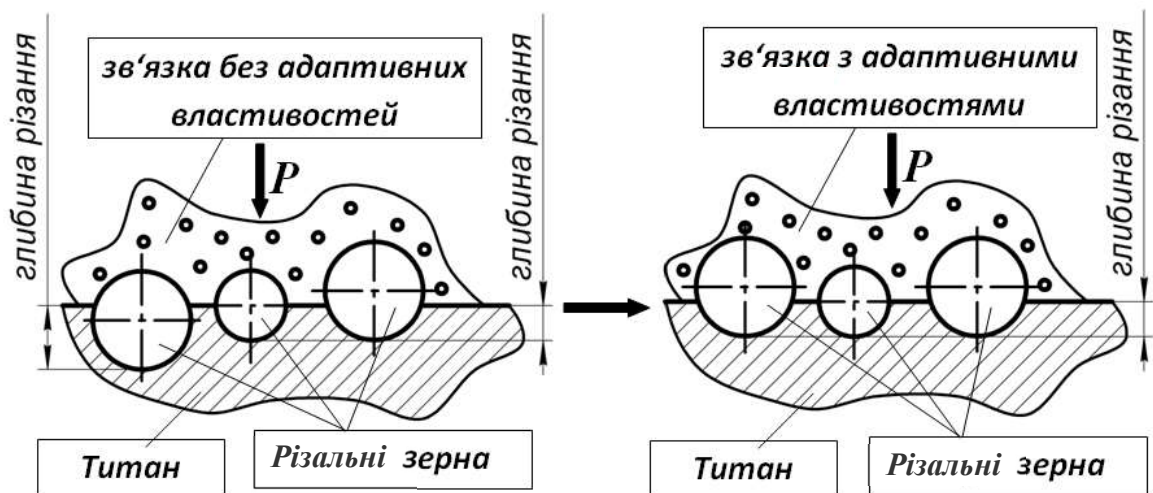


Рис. 4.4. Схема адаптації зерна в зв'язці

Цим вимогам задовольняє епоксіакрілатна смола, наповнена порошком карбонату кальцію [119].

#### 4.2.1. Розрахунок жорсткості інструменту

Для проектування інструменту, зв'язка якого має необхідні адаптивні властивості, необхідно визначити границі зміни її жорсткості  $K$  при взаємодії з матеріалом, що оброблюється.

Жорсткість зв'язки аналогічно розрахунку жорсткості пружини можна розрахувати за формулою:

$$K = P_y / \Delta h, \quad (4.1)$$

де  $P$  – зусилля, що приводить до пружного переміщення зерна, Н;  $\Delta h$  – пружне переміщення зерна, мм (рис. 4.5).

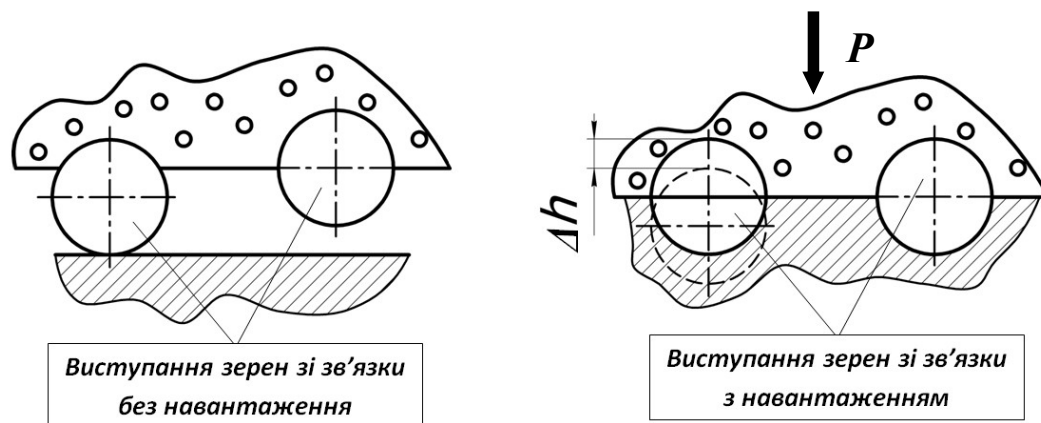


Рис. 4.5. Модель зміни розташування зерна в зв'язці після навантаження. Маючи граничні розміри зерна, можна визначити значення  $\Delta h$ .

Відомо, що для нормальної роботи зерна воно повинно виступати від поверхні зв'язки на третю частину. В інших випадках відбувається, або викришування зерна, або воно взагалі не працює, тобто інструмент почне швидко засалюватись.

Визначення граничних розмірів зерен інструменту проводилось гранулометричним аналізом на приладі *DiaInspect*, *OSM* фірми *VOLLSTADT DIMANT, GmbH* (рис. 4.6). Отримані їх кількісні величини у відсотковому



еквіваленті (табл. 4.1).

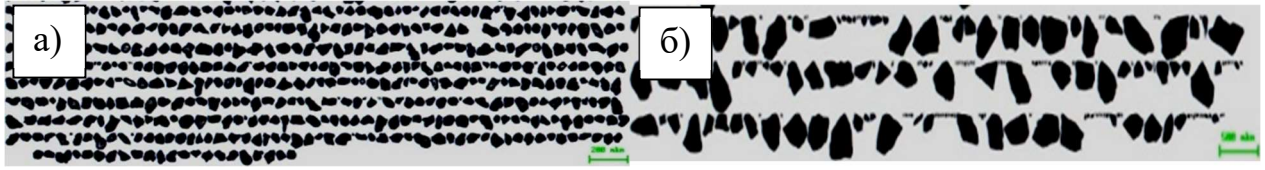


Рис. 4.6. Проекції зерен синтетичних алмазів: а) 63/50; б) 200/160

Таблиця 4.1.

#### Показники зернового складу

Назва характеристик	Зернистість	
	63/50	200/160
$F_{max}$	69,2138	208,3795
$F_{min}$	48,9655	133,7887
$f_c$	1,3356	1,4032
$El$	1,4155	1,5478
$F_e$	1,4256	1,5568
$K_{упл}$	0,6151	0,6389
$Rg$	1,0618	1,0619
$d_c$ , мкм	59,0895	171,0840
$d_s$ , мкм	55,2136	156,1763

Статистичним аналізом було визначено, що середнє відхилення від граничних розмірів зерен інструменту складає 8 %. Розраховані розміри зерен для інструменту вказані в таблиці 4.2.

Таблиця 4.2

#### Граничні розміри зерен в інструменті

$Z$	20/14		28/20		63/50		125/100		200/160	
$d$ , мм	0,022	0,013	0,030	0,018	0,069	0,049	0,135	0,092	0,208	0,134

Маючи розміри зерен, визначаємо  $\Delta h$  за схемою, вказаною на рис. 4.7.

Величину  $h$  визначимо за формулою:

$$h = 0,33d_{\min} \quad (4.2)$$

$h_1$  визначаємо за формулою:

$$h_1 = 0,75d_{\min} \quad (4.3)$$

Так само

$$h_{\max} = 0,75d_{\max} \quad (4.4)$$

Відповідно

$$\Delta h_{\max 1} = 0,75d_{\min} - 0,33d_{\min} \quad (4.5)$$

$$\Delta h_{\max 2} = 0,75d_{\max} - 0,33d_{\min} \quad (4.6)$$

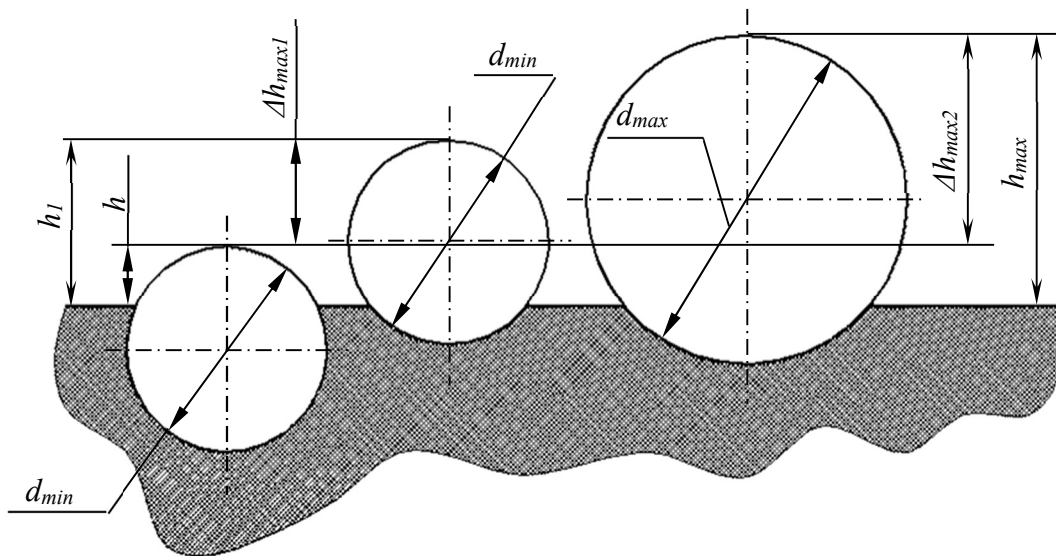


Рис. 4.7. Схема розташування зерен в інструменті по висоті виступу, де:  $d_{min}$  – мінімальний розмір зерна;  $d_{max}$  – максимальний розмір зерна;  $h$  – висота виступу робочої частини мінімального зерна;  $h_1$  – максимальна висота виступу мінімального зерна;  $h_{max}$  – найбільша висота виступу максимального зерна;  $\Delta h_{max1}$  – максимальна величина переміщення мінімального зерна;  $\Delta h_{max2}$  – найбільша величина переміщення максимального зерна.

Величину необхідного  $P$  розраховували за допомогою програмного комплексу *Deform 2D*. Для розрахунку задавалися: матеріал індентування – титан; розмір зерна: 0,05 мм, 0,07 мм, 0,125 мм, 0,21 мм; коефіцієнт тертя – 0,12. Результати розрахунку наведені на рис. 4.8.

За результатами, наведеними вище, отримали залежність сили притискання зерна до деталі від діаметру зерна інструменту для випадку коли працюють найбільша кількість зерен (рис. 4.9).

Маючи значення зусилля притискання (рис. 4.9) та використовуючи формули (4.5) та (4.6) було розраховано теоретично необхідні значення жорсткості зв'язки для інструменту в наступному діапазоні зернистості  $Z = 200/160 - 20/14$ . Результати розрахунків наведені в табл. 4.3.

Таким чином необхідно створити зв'язку, що буде в процесі обробки титану змінювати свою жорсткість в граничних умовах  $K = 51 - 1113$  Н/мм та інструмент, на основі цієї зв'язки (притир), що буде рівномірно оброблювати

сферичну поверхню титану без задирутворень на деталі.

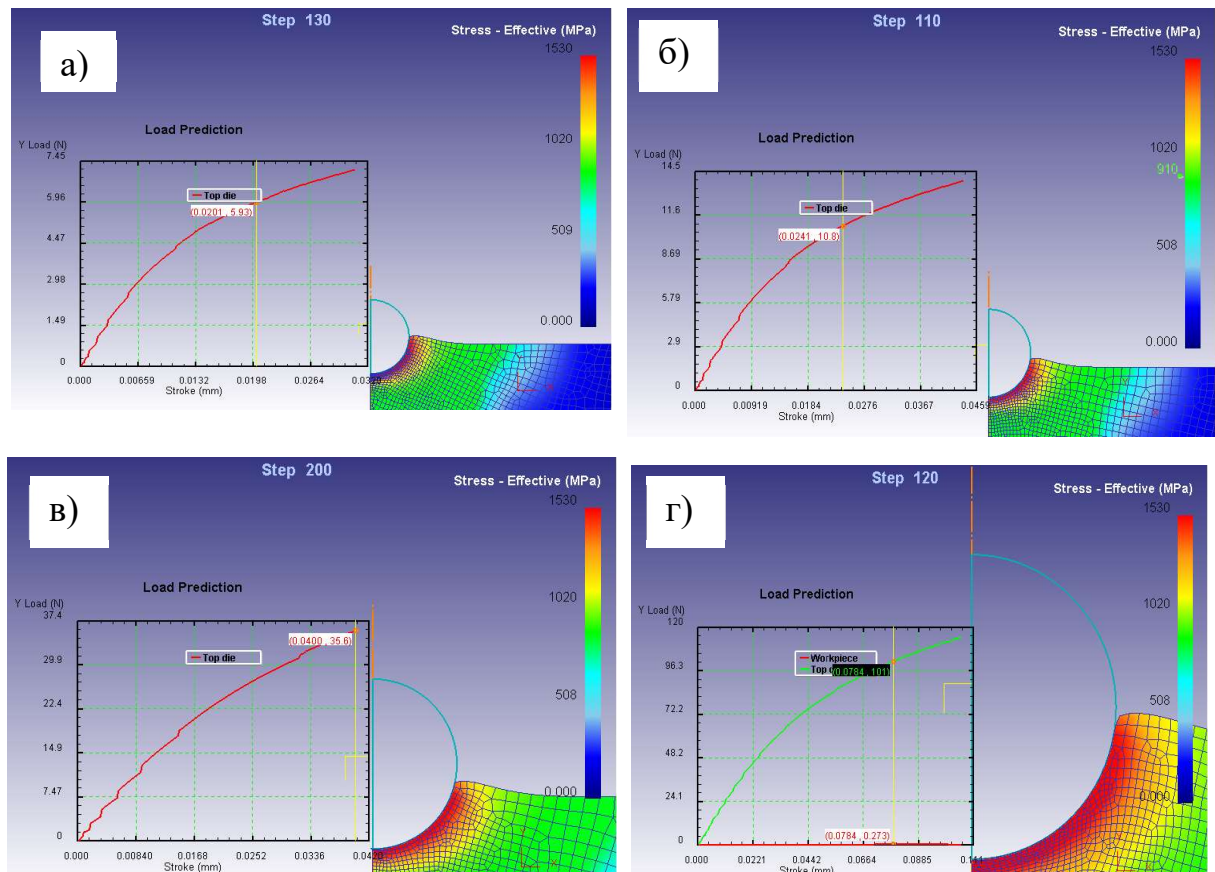


Рис. 4.8. Величина деформації титану, що розрахована в програмному комплексі *Deform 2D* в залежності від навантаження та розміру зерна: а)  $d=0,05$  мм; б)  $d=0,07$  мм; в)  $d=0,13$  мм; г)  $d=0,21$  мм

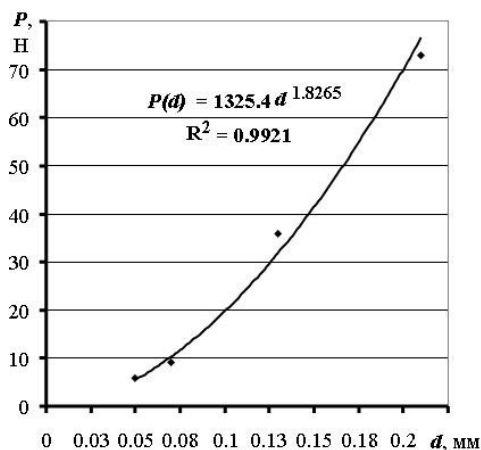


Рис. 4.9. Залежність сили притискання зерна до деталі від діаметру зерна інструменту

Як зазначено вище, для інструменту, що розроблюється, необхідно використовувати епоксикарлатні смоли. Їх отримують шляхом взаємодії

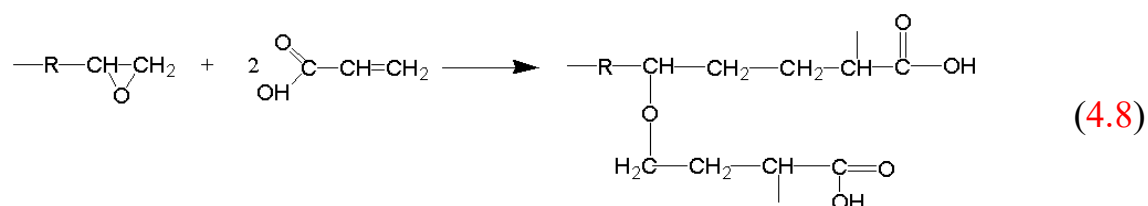
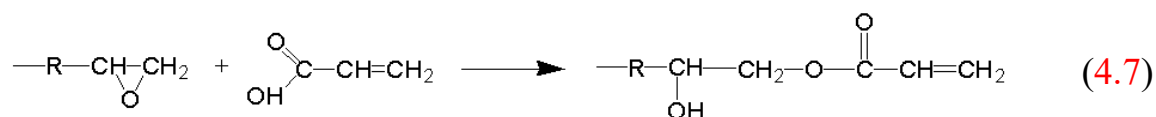
епоксидних олігомерів, наприклад, гліциділових ефірів діфенілпропану, з акриловою кислотою. При цьому, коли вводиться акрилова кислота в епоксидний олігомер, відбувається взаємодія епоксидних циклів з карбонільними групами акрилової кислоти. В утвореному продукті вільні карбонільні групи відсутні. Утворення просторово-зшитого полімеру відбувається за рахунок подвійних зв'язків прищеплених фрагментів акрилової кислоти. Обидва згаданих типи реакційноздатних центрів не здатні до хімічної взаємодії з поверхнею частинок карбонату кальцію.

Таблиця 4.3.

Теоретично розраховані значення жорсткості зв'язки в залежності від розміру зерна в інструменті

Z, мкм	P <sub>min</sub> , Н	P <sub>max</sub> , Н	d <sub>min</sub> , мм	d <sub>max</sub> , мм	Δh <sub>max1</sub> , мм	Δh <sub>max2</sub> , мм	K <sub>1</sub> , Н/мм	K <sub>2</sub> , Н/мм
20/14	0,48	1,24	0,013	0,022	0,009	0,007	51,05	189,57
28/20	0,86	2,19	0,018	0,03	0,013	0,009	66,81	241,25
63/50	5,37	10,03	0,049	0,069	0,035	0,025	152,85	405,73
125/100	16,97	34,19	0,092	0,135	0,066	0,046	257,28	736,27
200/160	33,73	75,30	0,134	0,208	0,096	0,068	351,06	1113,29

Альтернативний підхід [119] до синтезу епоксиакрилатних олігомерів «дозволив» отримати реакційноздатний продукт, що утворює хімічні зв'язки на межі розділу з наповнювачем. Процес проводили в середовищі диметилацетаміду з малою концентрацією пероксида дікумілу (менше 0,2 % за масою). Відмінність синтезу, що використано (4.7) та альтернативного (4.8) епоксиакрилатних олігомерів ілюструється наступними схемами:



Наявність в епоксиакрилатному олігомері, синтезованому за схемою 4.8, вільних карбоксильних груп обумовлює його високу реакційну здатність по

відношенню до наповнювача – карбонату кальцію.

За схемою 4.8 утворюються олігомери розгалуженої будови. В порівнянні з лінійними продуктами, що одержують за схемою 4.7, вони мають більшу молекулярну масу, зберігаючи, при цьому, плавкість і розчинність. Наявність в олігомері простих ефірних містків і вільних карбоксильних груп, відсутніх в продуктах реакції 4.7, підтверджується даними ІЧ-спектроскопії.

За схемою 4.8 вироблено вісім варіантів зв'язки в залежності від складових, що мають різні відсоткові маси та, теоретично вважаємо, що мають жорсткість, яка відповідає вище наведеним розрахункам.

При оптимальному складі зв'язка, що утримує зерна, опиняється в твердому стані, що забезпечує максимальну міцність утримання зерен і мінімальний контакт зв'язки з поверхнею оброблюваного матеріалу. Різниця між виступом зерен над поверхнею інструменту і глибиною їх занурення в оброблюваний матеріал залишається стабільною протягом усього робочого циклу.

Це повинно запобігати схоплюванню титану з поверхнею абразивного композиту.

При цьому відбувається рівномірний знос масиву ріжучих зерен, не за рахунок макросколювань найбільш виступаючих, а за рахунок відокремлення мікроскопічних фрагментів від більшої кількості різальних кромки.

Жорсткість  $K$  вивчалась шляхом здавлювання спечених циліндрів (зразків зв'язки: діаметр 20 мм, висота 60 мм, рис. 4.10) на руйнівній машині *Instron* 8802 (рис. 4.11) в Інституті проблем міцності ім. Г. С. Писаренка НАН України (м. Київ).



Рис. 4.10. Зразок для перевірки жорсткості зв'язки  $K$



Рис. 4.11. Зразок, що встановлений на руйнівну машину *Instron 8802*  
Руйнування зразків дало можливість за формулою (4.1) розрахувати значення жорсткості  $K$  (табл. 4.4).

Таблиця 4.4.

Жорсткість зв'язки після руйнування зразків

№ зразка		1	2	3	4	5	6	7	8
Співвідношення компонентів, мас. %	абразив	15	15	15	15	15	15	15	15
	епоксіакрилатна смола	70	10	50	45	40	25	65	20
	карбонат кальцію	15	75	35	40	45	60	20	65
$K$ , Н/мм		1008	873	2063	556	547	879	2208	915

З отриманих  $K$  вибрали два зразки зв'язки (3 та 7), значення жорсткості яких найбільш близькі до діапазону значень, що розраховані вище (рис. 4.12).

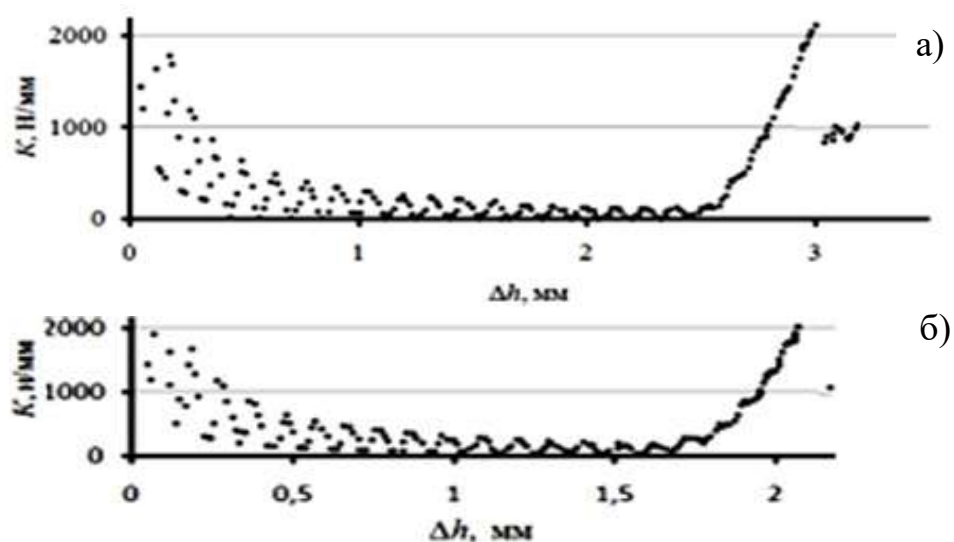


Рис. 4.12. Залежності жорсткості зв'язки від величини її деформації: а)  $K_{max}=2208$  Н/мм; б)  $K_{max}=2063$  Н/мм



Таким чином було обрано дві композиції для зв'язки інструменту (притиру) з адаптивними властивостями, що можуть відповідати моделі описаній в розділі 4.2.

#### 4.2.2. Перевірка зв'язки на схоплювання

Необхідною вимогою для роботи притиру є відсутність адгезійної взаємодії зв'язки інструменту з титаном. Виконання цієї вимоги для інструменту досліджували експериментально моделюванням контактної взаємодії інструмента з оброблюваним виробом.

Для цього необхідно знати реальні режими обробки титану та розрахований контактний тиск в зоні взаємодії притиру з поверхнею, що оброблюється. Для цього згідно рекомендаціям [27] вибрали силу притискання інструменту до деталі  $P_{max} = 250$  Н, частоту обертання титанової сферичної заготовки  $n = 1000$  об/хв., та визначили основні розміри інструменту (рис. 4.13).

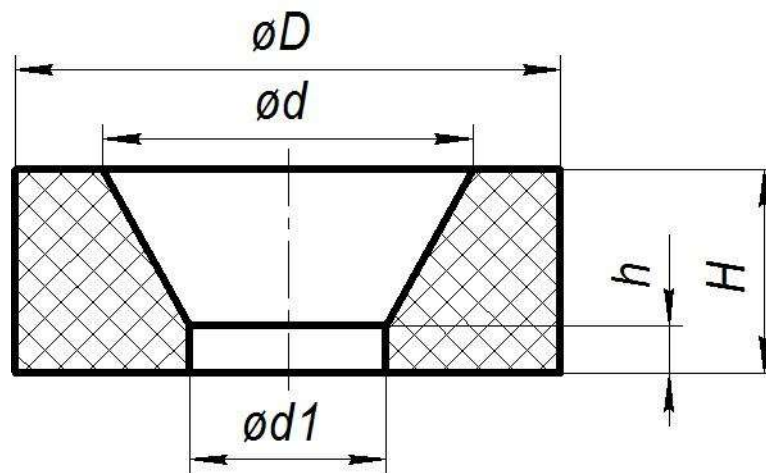


Рис. 4.13. Ескіз інструменту

Зв'язка на схоплювання досліджувалась експериментально. Схема випробувань наведена вище (див. рис. 4.3). Циліндричний зразок з *Grade 2* встановлювали в патрон токарного верстата і приводили в обертання  $n = 100$  об/хв., а зразок з випробуваної зв'язки у вигляді бруска перетином 10 x 10 мм притискали до нього силою  $P = 50$  Н. В якості мастила використовували масло

«Індустріальне 20».

Силу притиску і швидкість обертання вибирали таким чином, щоб вони забезпечували умови контактної взаємодії інструменту з оброблюваною деталлю в реальному процесі обробки сферичної заготовки.

Контактний тиск в зоні взаємодії притиру з оброблюваною поверхнею визначали за методикою описаною в [120].

Вважаємо що тиск  $q$  по діаметру  $d$  змінюється пропорційно проекції площадки  $dF$  сферичної поверхні на діаметральну площину (рис. 4.14).

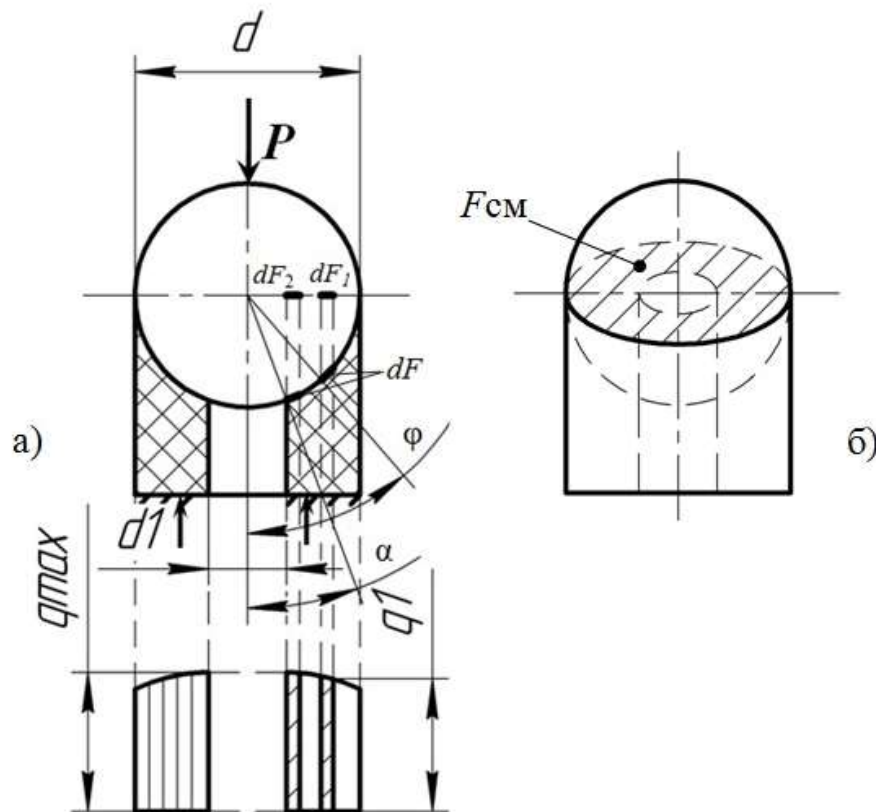


Рис. 4.14. Схема розрахунку контактної тиску: а) епюра контактних тисків, б) площа проекції поверхні контакту на діаметральну площину

$$\frac{q_{\max}}{q_1} = \frac{dF_2}{dF_1}, \quad (4.9)$$

де  $q_1$  – контактний тиск в довільній точці, МПа;  $q_{\max}$  – максимальний контактний тиск, МПа;  $dF_1$  – площа проекції поверхні контакту елементарної площадки на діаметральну площину у довільній точці, мм<sup>2</sup>;  $dF_2$  – площа проекції поверхні контакту елементарної площадки на діаметральну площину в точці максимального контактної тиску, мм<sup>2</sup>.



$$q_{\max} dF_1 = q_1 dF_2 \quad (4.10)$$

$$\int_F q_{\max} \cos(\varphi) dF = \int_F q_1 \cos(\alpha) dF, \quad (4.11)$$

де  $\varphi$  – кут між віссю інструменту і вільною точкою контактного тиску, градуси;  $\alpha$  – кут між віссю інструменту і точкою максимального контактного тиску, градуси;  $dF$  – елементарна площадка.

$$q_{\max} \int_F \cos(\varphi) dF = \cos(\alpha) \int_F q_1 dF \quad (4.12)$$

$$F_{cm} = \int_F \cos(\varphi) dF, \quad (4.13)$$

де  $F_{cm}$  – площа проекції поверхні контакту на діаметральну площину, мм<sup>2</sup>.

$$P = \int_F q_1 dF, \quad (4.14)$$

де  $P$  – сила притиску інструменту, Н.

Таким чином,

$$q_{\max} = \frac{P}{F_{cm}} \cos(\alpha) \quad (4.15)$$

Отримаємо:

$$q_1 = q_{\max} \frac{\cos(\varphi)}{\cos(\alpha)} \frac{P}{F_{cm}} \cos(\varphi) \quad (4.16)$$

$F_{cm}$  також визначається за формулою:

$$F_{cm} = \frac{\pi}{4} (d^2 - d_1^2), \quad (4.17)$$

де  $d$  – максимальний діаметр інструменту, мм;  $d_1$  – мінімальний діаметр інструменту, мм.

Косинус альфа знаходимо за формулою:

$$\cos(\alpha) = \frac{\sqrt{d^2 - d_1^2}}{d} \quad (4.18)$$

Підставляємо (4.17) і (4.18) в (4.15):

$$q_{\max} = \frac{4P\sqrt{d^2 - d_1^2}}{\pi(d^2 - d_1^2)d} \quad (4.19)$$

Підставляємо (4.18) та (4.19) в (4.16) і, таким чином отримаємо формулу контактного тиску в довільній точці:

$$q_1 = \frac{4P \cos(\varphi)}{\pi(d^2 - d_1^2)} \quad (4.20)$$

Використовуючи вираз 4.20 визначаємо, що контактний тиск буде змінюватись в межах  $q = 0,09 - 0,53$  МПа. Епюра контактних тисків зображена на рис. 4.15.

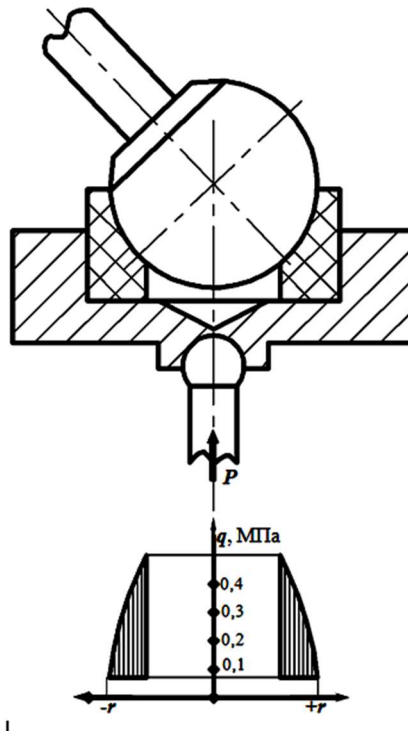


Рис. 4.15. Епюра контактних тисків

Знаючи максимальний контактний тиск ( $q = 0,53$  МПа) можна провести випробування зв'язки на схоплювання при значеннях найбільшого контактного тиску, що має місце при взаємодії інструменту з сферичною титановою заготовкою. Враховуючи, що режими обробки титанової заготовки можуть відрізнятися від режимів обробки кераміки, випробування проводили в діапазоні контактного тиску  $0,53 \text{ МПа} \pm 30\%$ , а швидкості обертання  $1000 \text{ об/хв.} \pm 30\%$ . Розрахунок показав, що при розмірах зразка зв'язки  $10 \times 10$  мм значення контактного тиску на його торцевій циліндричній поверхні, що контактує з титановим зразком, змінюється від *min* до *max* не більше ніж 5 %. Тому максимальний контактний тиск в зоні взаємодії зразка зв'язки з циліндричним титановим зразком визначається діленням сили притиску на площу контакту.

Експеримент показав, що зв'язка з меншою жорсткістю (див. рис. 4.12) з титаном схопилась (рис. 4.16) і не може бути використана для виготовлення інструменту.

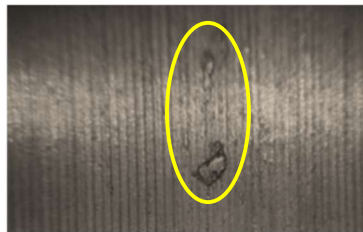


Рис. 4.16. Фрагмент схоплювання зв'язки з титаном

Таким чином з розрахунків та запропонованих варіантів видно, що найбільш придатною зв'язкою для виготовлення інструменту в умовах роботи за моделлю описаною в розділі 4.2 є композиція, що має максимальну жорсткість  $K = 2208 \text{ Н/мм}$ .

### 4.3. Перевірка зв'язки на адаптивність

Особливості взаємодії композиції зв'язки та частинок наповнювача були вивчені методом спектроскопії комбінаційного розсіювання з використанням Фур'є-спектрометра *Smart-Raman DXR*. Техніка Фур'є-спектроскопії розділила складові сукупного спектру, обумовлені епоксикарбонатним полімером і частинками наповнювача (карбонату кальцію).

Спектри знімали з поверхні зразків алмазовмісного композиту в умовах притиску до поверхні прозорі «таблетки» з кварцового скла, яка імітує матеріал, що обробляється. Поверхню таблеток алмазовмісного композиту попередньо вскривали на плоскошліфувальному верстаті з використанням абразивного круга 150X20X32 64C3.

Схема експерименту представлена на рис 4.17. Зразки містили порошок алмазу AC20 125/100 з об'ємним вмістом 25 % композиту.

Діаметр плями збуджуючого лазера становив 25 мкм. Це дозволило вивчити процеси в речовині зв'язки, яка знаходиться в силовому полі, що створюється навантаженим зерном алмазу в безпосередній близькості від

границі розділу. Вивчали зміни, пов'язані з поверхнею частинок наповнювача (карбонат кальцію з середнім розміром частинок 0,4 мкм), тому вклад полімерної складової був видалений. Спектри КР, що відображають зміни в поверхневих шарах частинок наповнювача, обумовлені їх зворотною хімічною взаємодією функціональними групами композиту, представлені на рис 4.18.

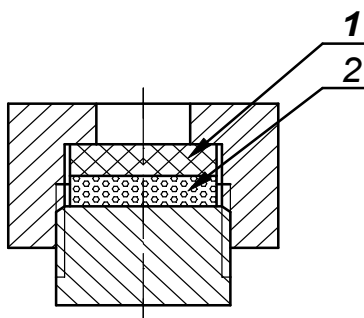


Рис 4.17. Схема експерименту: 1 – «таблетка» з кварцового скла; 2 – зразок

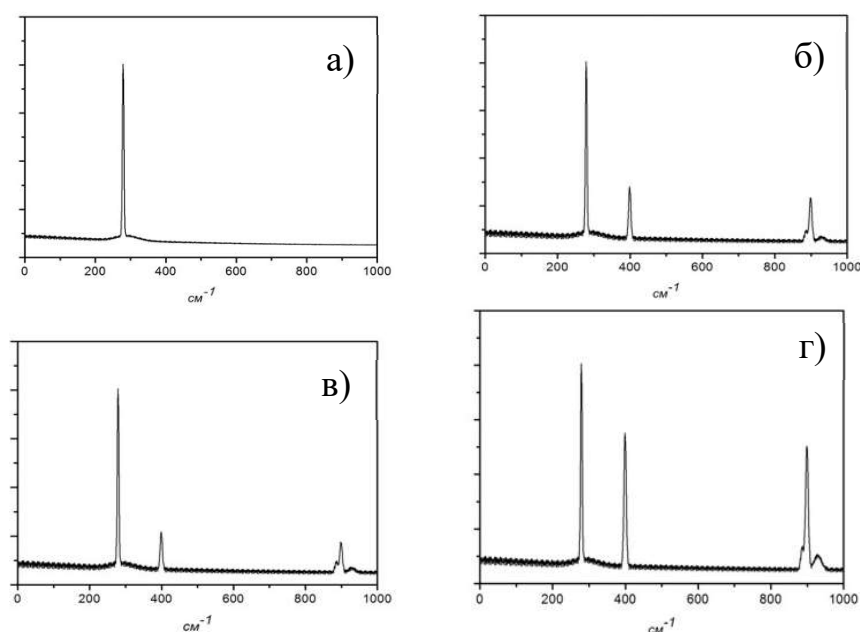


Рис. 4.18. Спектри КР, що відображають зміни в поверхневих шарах частинок наповнювача в зв'язці: а) для зразка полімеру на основі епоксикарбонатної смоли, синтезованої за схемою (4.7); б, в, г) для зразка полімеру на основі епоксикарбонатної смоли, синтезованої за схемою (4.8) без навантаження та після розвантаження, з навантаженням 0,2 МПа, з навантаженнями 0,4 та 0,5 МПа відповідно

Для зразків полімеру на основі епоксикарбонатної смоли, синтезованої за схемою (4.7) не зафіксовано ніяких змін стану частинок наповнювача при

різних зусиллях навантаження зразка. Єдина присутня в спектрі вузька смуга  $280\text{ см}^{-1}$  відноситься до карбонату кальцію.

Інший стан в наповнювачі демонструється частинками в складі композиту на основі смоли, синтезованої за схемою (4.8). В околиці алмазних зерен на поверхні не навантаженого зразку, крім смуги, що відноситься до карбонату кальцію, присутня одинична смуга  $370\text{ см}^{-1}$ , що має відношення до декарбонізованих атомів кальцію (можливо частково пов'язаних з гідроксильними групами) в поверхневому шарі карбонату. Крім того, на спектрі присутній дублет в області  $900\text{ см}^{-1}$ , обумовлений продуктами взаємодії карбонату кальцію з карбоксильними групами полімеру. При навантаженні зразка в межах  $0,1\text{ МПа}$  характер зв'язку частинок наповнювача з полімером не зазнавав скільки-небудь помітних змін. Починаючи з зусилля  $0,2\text{ МПа}$  зафіксовано зменшення інтенсивності полос  $370\text{ см}^{-1}$  і  $900\text{ см}^{-1}$ , пов'язаних з гідратованою та карбоксильованою формою фрагментів – *O-Ca-O* на поверхні частинок карбонату в околиці деяких зерен алмазу, в той час, як для околиці інших зерен вона залишається незмінною. Повна синхронність такого зменшення свідчить, що воно відбувається в рамках єдиного процесу. Це цілком корелює з припущенням про те, що в околиці найбільш виступаючих, і, таким чином, найбільш навантажених зерен, відбувається зворотний розрив частини зв'язків, обумовлених адсорбційною взаємодією полімеру з поверхнею частинок наповнювача. При досягненні зусилля притиску  $0,4\text{ МПа}$ , навпаки, зафіксовано значне посилення взаємодії частинок карбонату кальцію з полімером в околиці навантажених зерен алмазу, що проявляється в зростанні інтенсивності відповідних ліній спектру КР. При цьому характер локально зафіксованих спектрів стає ідентичним для околиць всіх зерен. Це підтверджує постулатичну стадію адаптивної поведінки зв'язки, при якій різко збільшується кількість зерен з однаковим ступенем занурення в матеріал, що оброблюється. В статичному випадку, коли контакт відбувається виключно через осьовий натиск, це означає розподіл навантаження на максимальну кількість зерен.

Схематичне зображення цієї стадії наведено на рис. 4.19.

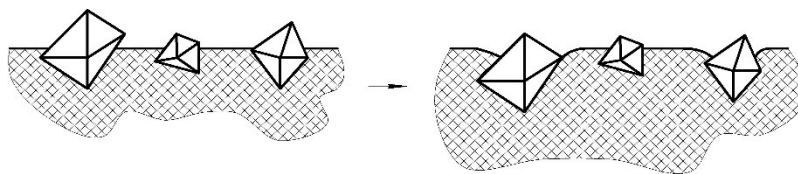


Рис. 4.19. Схема мікрозміщень зерен внаслідок адаптивних змін властивостей зв'язки

Принципова можливість відповідних мікроспотворень зерен з прилеглою зв'язкою обумовлена змінами деформування композиту в ході адаптивного структурного переходу.

Навантаження на кожне окреме зерно виявляється в цьому випадку в тому діапазоні, який сприяє суттєвому збільшенню щільності адсорбційних зв'язків на межі полімеру і частинок наповнювача. При цьому ступінь деформування зв'язки, прилеглої до алмазних зерен, значно зменшується. Про це свідчить незмінність спектра КР для області зерен при збільшенні зусилля притиску з 0,4 до 0,5 МПа (див. рис. 4.18, г).

При розвантаженні зразка композиту, що має адаптивні властивості, відбувається повернення форми спектра КР в початковий стан (рис. 4.18, б). Це прямо підтверджує висновок про адаптивну поведінку ансамблю зерен в отриманій зв'язці, заснований на зворотній зміні хемосорбційної взаємодії її полімерної складової з частинками наповнювача. Безумовно, представляла б інтерес оцінка абсолютних значень зусиль для окремих зерен, що викликають адаптивні зміни прилеглих шарів зв'язки. Що стосується зв'язки як такої, не наповненої зернами алмазу, то для неї адаптивний структурний перехід пов'язаний зі зворотною зміною модуля пружності в 2,5-3 рази. Однак слід зазначити, що така кількісна оцінка для окремого зерна мало що може додати до якісної інтерпретації механізму адаптивної поведінки алмазовмісного композиту, що було одним з завдань в даному розділі.

Якісна інтерпретація, з урахуванням наведених вище даних, може полягати в наступному. Навантаження, що передається найбільш виступаючими абразивними зернами в мікрооб'єм зв'язки, що їх утримує,

приводить до структурних змін на кордоні розділу затверділої епоксикарбонатної смоли і частинок наповнювача. Підвищення навантаження приводить до часткових розривів хімічних зв'язків між функціональними групами смоли і радикальними активними центрами поверхні частинок карбонату кальцію. Група найбільш виступаючих зерен не сколюючись, занурюються в зв'язку на більшу глибину. При цьому кількість зерен, що є основою контакту, збільшується. Навантаження, що передається зерном на мікрооб'єм зв'язки, що його утримує, падає нижче критичного рівня і подальше занурення зерен припиняється. В цьому випадку зусилля на кожному окремому зерні виявляється значно меншим, ніж у випадку застосування полімерних композитів, що використовувались раніше.

З використанням результатів попереднього експерименту були розраховані математичне очікування і дисперсія (табл. 4.5) та побудовані криві розподілу. Ступінь виступання зерен над зв'язкою оцінювалася за допомогою безконтактного профілометра.

Таблиця 4.5

Математичне очікування та дисперсія з різним навантаженням на зразки зв'язки

$q$ , МПа	0	0,1	0,3	0,4	0,5	0
Зв'язка синтезована за схемою (4.7)						
$\mu$	9	9,5	10	-	9	9,5
$\sigma$	4,1	3,8	3,5	-	3,5	3,2
Зв'язка синтезована за схемою (4.8)						
$\mu$	9	9	9,5	9	9	9
$\sigma$	4,1	2,94	2,65	1,78	1,78	4,1

Незначне занурення зерен у зв'язку в діапазоні зусиль притиску до 0,2 МПа слід, мабуть, віднести на рахунок пружної деформації зв'язки. При збільшенні навантаження до 0,4 МПа спостерігається стрибкоподібне зменшення висоти виступання зерен, не пов'язане з зануренням зерен в

композит. Основним механізмом в цьому випадку слід вважати сколювання найбільш виступаючих вершин. Підтвердженням цьому служить практично відсутність зміни виступання зерен після розвантаження зразка (рис. 4.20).

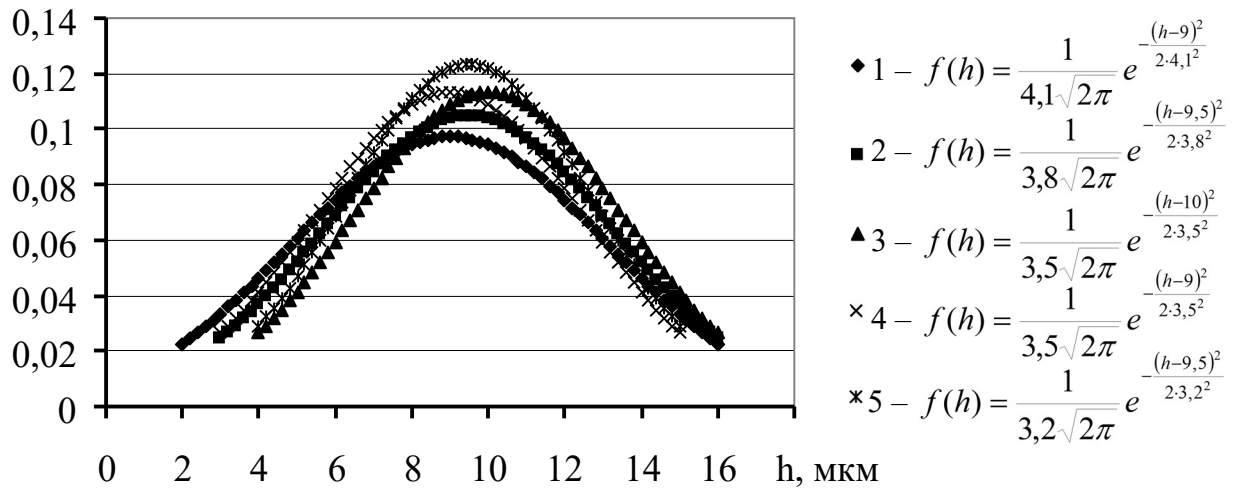


Рис. 4.20. Криві розподілу зерен алмазу за висотою виступу над зв'язкою при різних зусиллях притиску для композиту, що синтезований за схемою 4.7: 1 – не навантажений зразок; 2 – 0,1 МПа; 3 – 0,3 МПа; 4 – 0,5 МПа; 5 – розвантажений зразок.

Збільшення кількості зерен однієї висоти, в залежності від навантаження зафіксовано в композиті, що синтезований за схемою 4.8 (рис. 4.21).

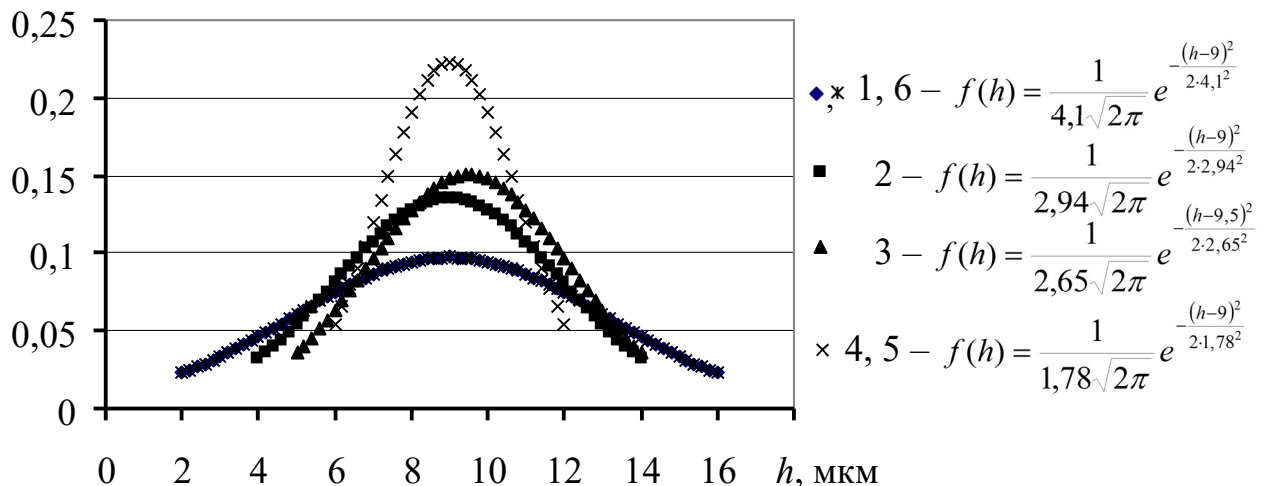


Рис. 4.21. Криві розподілу зерен алмазу за висотою виступу над зв'язкою при різних зусиллях притиску для композиту синтезованого за схемою 4.8: 1 – не навантажений зразок; 2 – 0,1 МПа; 3 – 0,3 МПа; 4 – 0,4 МПа; 5 – 0,5 МПа; 6 – розвантажений зразок

Розроблена композиція для зв'язки інструменту захищена патентами на



корисну модель та винахід (додатки В, Г).

Таким чином при використанні розробленої зв'язки в інструменті (притирі) відбувається рівномірне спрацювання масиву ріжучих зерен, не за рахунок макросколювання найбільш виступаючих зерен, а за рахунок відділення мікроскопічних фрагментів від більшої кількості різальних кромок, що в свою чергу, повинно підвищити стійкість інструменту.

#### 4.4. Обґрунтування точності прецизійної обробки сферичної поверхні

Інтенсивність зносу шарнірного зчленування визначають ряд факторів, найважливішим з яких є контактні навантаження.

Контактна взаємодія увігнутої та опуклої сфер описується відомими залежностями, що відносяться до задачі Герца [121]. Однак, якщо різниця в радіусах сферичних поверхонь, що охоплює, та охоплюваній невеликі, розрахунок за даними залежностей дає значну похибку, оскільки в його основі лежить гіпотеза про те, що радіус сфер набагато перевершує пляму контакту деталей зчленування. На сьогоднішній день в літературі відсутні моделі, що дають можливість визначати з прийнятною точністю контактний тиск в зазначеному випадку. Однак сучасні методи дослідження дозволяють вирішувати такі задачі із застосуванням обчислювальної техніки на базі кінцево-елементного аналізу з достатньою для практики точністю [122].

Задача дослідження розподілу контактних тисків є пружною, контактною, нелінійною та статичною. В даний час найперспективнішим методом розрахунку таких задач є метод скінченних елементів (МСЕ). Одним з найбільш потужних пакетів, що дозволяють вирішувати пружні контактні задачі є *ANSYS*, який застосовували в дослідженні.

Зручність застосування *ANSYS* також полягає в безпосередньому виведенні епюри контактних напружень.

Нелінійні задачі вирішують явним (*explicit*) або неявним (*implicit*) методом. Неявний метод (реалізований в *ANSYS*) не залежить від кроку

інтегрування і дозволяє отримувати ефективні рішення задач з відносно малою нелінійністю.

Головка ендопротеза взаємодіє з ацетабулярною чашкою під кутом  $\sim 45^\circ$  (рис. 4.22) [18], однак для спрощення розрахунків вирішували цю задачу в вісесиметричній постановці (рис. 4.23) [10].

Таке припущення цілком прийнятно, тому що в цьому випадку значення

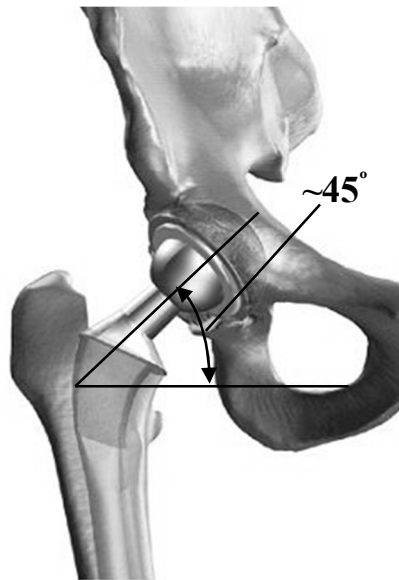


Рис. 4.22. Схема розташування деталей ендопротезу

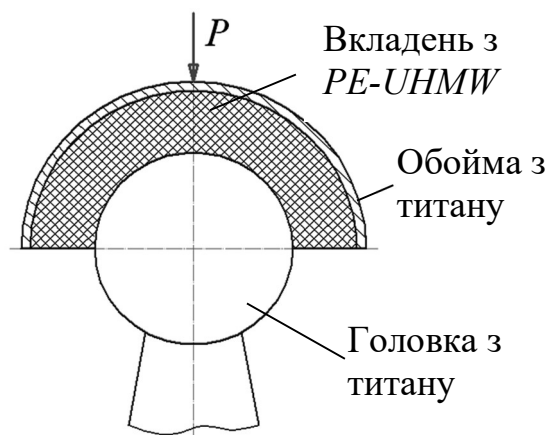


Рис. 4.23. Розрахункова схема  
 контактних тисків виходять дещо завищеними. З огляду на високий ступінь відповідальності зчленування, використання отриманих результатів дасть додатковий запас надійності.

Властивості матеріалу задавалися у вигляді пружних констант ізотропного матеріалу (див. табл. 2.1 розділ 2).

За основу взята конструкція трикомпонентного ендопротеза – титанова

головка, вкладиш – *PE-UHMW*, який вкладається в титанову обойму.

Середній розмір кінцевого елемента вкладишу *PE-UHMW* – 0,15 мм (з урахуванням точності виготовлення), титанових складових – 0,2 мм. Попереднє моделювання показало, що коефіцієнт тертя за Кулоном  $f$  між рухомими частинами слабо впливає на результати розрахунків в межах  $f = 0,01 \dots 0,2$ . Остаточно задавалось  $f = 0,1$ .

Також попереднім розрахунком встановлено, що товщина титанової обойми практично не впливає на розподіл і величину контактного тиску. При товщині вкладишу з *PE-UHMW* більше 10 мм вплив, так само, виявився незначним. Сумарні похибки за впливом зазначених факторів не перевищують 6 %. Таким чином, ці два параметри виключені з розгляду – їх брали постійними – 10 мм і 3 мм відповідно.

Діаметр сферичної головки варіювали в інтервалі 28-58 мм, з урахуванням можливих габаритів протезу та існуючої практики проектування таких виробів. Зусилля, що діють в зчленуванні задавали в інтервалі 500-4500 Н виходячи з результатів досліджень механіки кульшового суглобу, виконаних різними авторами (Біленький В. Є., 1960; Янсон Х. А., 1975; *Bauer R.*, 1970; *Lucas GLet Al.*, 1998). Більшість дослідників сходяться на думці, що результуюча сила, що діє на головку стегнової кістки зверху, може при швидкому ходінні досягати 4,5 ваги тіла [27].

Величину зазору варіювали в інтервалі 0-0,2 мм.

Навантаження прикладали до головки з титану в осьовому вертикальному напрямку. Обойму з титану по зовнішній поверхні закріплювали жорстко.

Всі зазначені параметри варіювали на 5 рівнях. В результаті проведено 125 розрахунків [10].

На рис. 4.24 наведена епюра контактного тиску в зчленуванні при нульовому зазорі, навантаженні 4500 Н і діаметрі головки 28 мм. Очевидно, що максимальний контактний тиск знаходиться на осі симетрії, що не

суперечить передбачуваній механіці взаємодії.

Статистичною обробкою результатів отримана залежність максимального контактного тиску при нульовому зазорі:

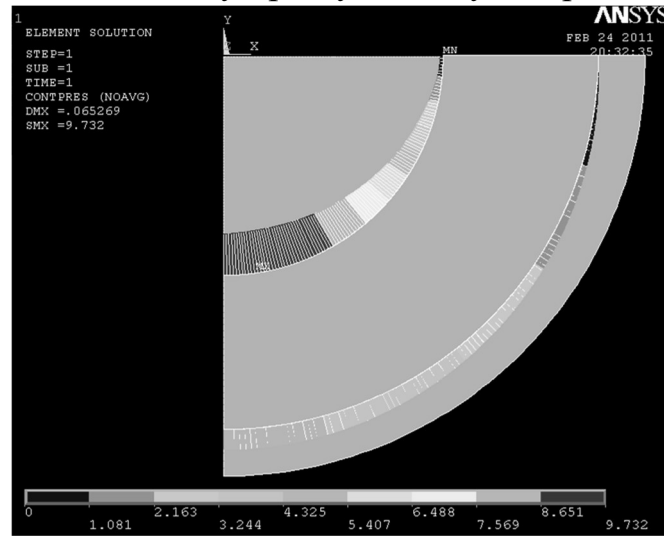


Рис. 4.24. Епюри контактного тиску між елементами ендопротезу

$$\sigma_{\max}(D, P) = 1,72 \frac{P}{D^2}, \quad (4.21)$$

де  $\sigma_{\max}(D, P)$  – максимальне контактне напруження, МПа;  $P$  – зусилля, Н;  $D$  – діаметр сфери, мм; 1,72 – коефіцієнт, визначений статистичною обробкою даних, отриманих розрахунком.

Похибка апроксимації розрахункових даних за (4.21) становить не більше 1 %.

Необхідно відзначити, що вираз (4.21) відповідає принципу подібності, а тому також справедливий для діапазонів  $P = 500-4500$  Н і  $D = 28-58$  мм.

При ненульових зазорах принцип подібності несправедливий. З'являються нелінійні залежності. Загальне рішення від усіх досліджуваних параметрів у вигляді апроксимуючої аналітичної функції не знайдено.

Залежності напружень від зусиль і зазору між півсферами за постійного діаметру добре апроксимуються ступеневою функцією (кореляція становить 98 %).

$$\sigma_{\max}(\delta, P) = a_1 + a_2 P^{a_3} + a_4 \delta^{a_5} + a_6 P^{a_3} \delta^{a_5}, \quad (4.22)$$

де  $\sigma_{\max}(\delta, P)$  – максимальне контактне напруження, МПа;  $\delta$  – радіальний зазор, мм;  $a_1, a_2 \dots a_6$  – коефіцієнти апроксимуючої функції (4.22), значення яких представлені в таблиці 4.6, в залежності від діаметру сферичної головки.

На рис 4.25 наведено залежності контактного тиску в зчленуванні від

Таблиця 4.6

Коефіцієнти апроксимуючої функції

	$D, \text{mm}$	$a_1, \text{MPa}$	$a_2$	$a_3$	$a_4$	$a_5$	$a_6$
1	28	-0.90849	0.01122	0.81321	13.92142	0.72374	0.018412
2	38	-0.57037	0.00823	0.77824	8.19921	0.70792	0.0173
3	48	-0.53733	0.01074	0.69556	5.01997	0.67063	0.025249
4	58	-0.48997	0.01032	0.66045	3.78452	0.65636	0.025285

зазору при різних навантаженнях і діаметрі головки 58 мм, порашовані за рівнянням (4.22).

Очевидно, що зі збільшенням навантажень і зазору контактний тиск в зчленуванні збільшується.

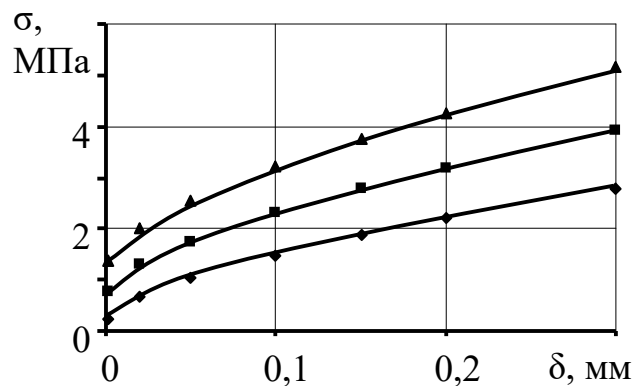


Рис. 4.25. Залежність контактного тиску в зчленуванні від зазору при різних навантаженнях і діаметрі головки 58 мм:  $\blacktriangle$  – 2650 Н,  $\blacksquare$  – 1500 Н,  $\blacklozenge$  – 660 Н

Аналіз зносу ацетабулярних чашок, вилучених при ревізійних операціях, показав, що в результаті приробітки вкладишу на ньому формується поверхня контакту, радіус якої дорівнює радіусу головки. Тобто, після приробітки зазор між деталями зчленування практично дорівнює нулю.

На рис. 4.26 наведені залежності контактного тиску в зчленуванні ендопротезу від діаметру головки при нульовому зазорі і при різних навантаженнях. Видно, що збільшення діаметру деталей зчленування, що

сполучаються, з 28 до 58 мм (~ в 2 рази) приводить до зниження контактного тиску більш ніж в 4 рази.

Наведені результати показують, що необхідно забезпечувати мінімально можливий зазор між поверхнями, які труться, тобто виготовляти деталі з

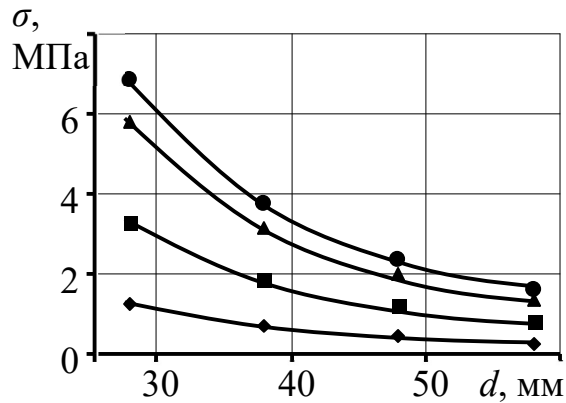


Рис. 4.26. Залежність контактного тиску в зчленуванні від діаметру головки за різних навантажень: ♦ – 660 Н, ■ – 1500 Н, ▲ – 2650 Н, ● – 3170 Н максимально можливою точністю.

#### 4.5. Точність та шорсткість обробленої сферичної поверхні

Як зазначено в розділі 1, за технологічною схемою «вільного притирання», що розроблена в ІНМ ім. В. М. Бакуля НАН України, для обробки сферичної поверхні кераміки та сапфіру на універсальному обладнанні, можна отримати точність 0,4 – 0,7 мкм.

Згідно міжнародного стандарту *ISO 7206-2:2011* [36] відхилення від сферичності на металевих виробах повинно бути не більше 0,01 мм. Це в рази більше ніж отримано на кераміці, або сапфірі за вибраною схемою.

Чорнове точіння сферичної поверхні титанової заготовки проводилась на верстаті з ЧПК моделі *OMM64SCE02* (рис. 4.27).

Перевірка відхилення від круглості попередньо проточеної сфери проводилась за допомогою електронного мікрометра МКЦ (5) 50 – 0,001 як

вказано на рис. 4.28.

На деталі вимірюються дванадцять розмірів, рис. 4.28, б. Перші три

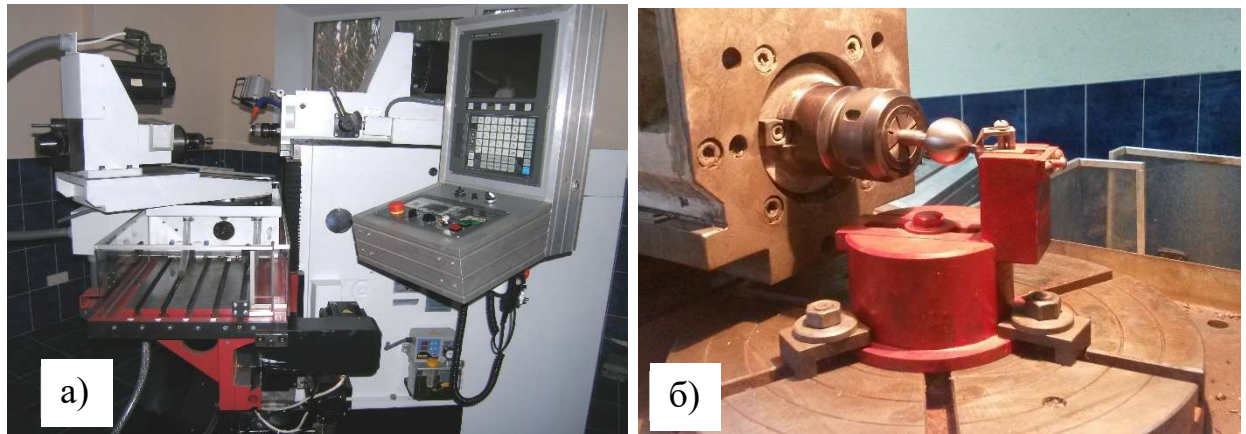


Рис. 4.27. Верстат для точіння сфери : а) загальний вигляд; б) куля з пристроєм для обробки

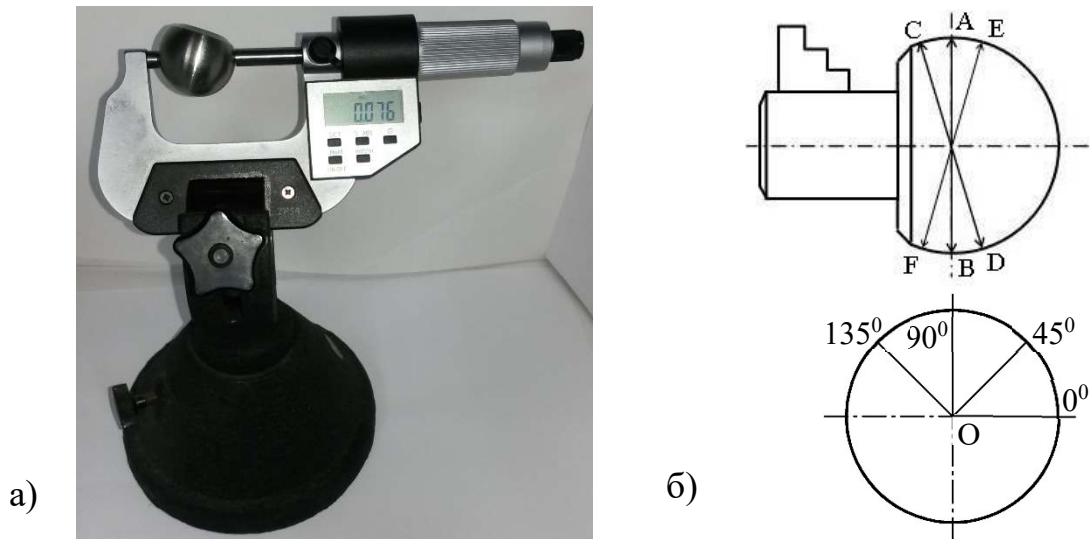


Рис. 4.28. Зображення та схема вимірювання сферичної поверхні: а) та б) відповідно  
розміри (AB, CD, EF) в одному положенні, а інші розміри, що залишилися, перевіряються так само, але обертаючи деталь навколо вісі отвору на кожні  $45^{\circ}$  до того, як обертання дійде  $135^{\circ}$ . Результати замірів після токарної обробки наведені в таблиці 4.7. Видно, що відхилення від круглості не відповідає стандарту.

Перевірка точності деталей оброблених розробленим інструментом за схемою «вільного притирання» (рис. 4.29) та шорсткості обробленої поверхні

в залежності від зернистості інструменту проводилась за розробленим планом експериментів [123].

Таблиця 4.7

Результати замірів діаметрів обточеної сферичної поверхні

позиція виміру	AB	CD	EF
$0^0$	28,225	28,304	28,302
$45^0$	28,256	28,253	28,226
$90^0$	28,319	28,298	28,299
$135^0$	28,223	28,229	28,323
<i>max</i> різниця	0,096	0,075	0,097



Рис. 4.29. Загальний вид обробки титанової заготовки за схемою «вільного притирання»

Параметром оптимізації є шорсткість поверхні  $Ra$ , яка вивчалась на приладі «*MicronAlfa*» за методикою описаною в розділі 2.6. Умови варіювання наступні: три фактори (сила притиску  $P$ , частота обертання заготовки  $n$ , зернистість інструменту  $Z$ ); кожен з факторів має три рівні. Таким чином кількість експериментів складала  $3^3$ , значення яких були обрані згідно [27]. Матриця плану експериментів показана в таблиці 4.8.

Виконання плану експериментів виявило, що при зусиллі  $P = 300$  Н інструмент руйнується (рис. 4.30) і, тому, кількість експериментів, на першому етапі, зменшилась до дев'ятнадцяти. Встановлено, що притискання інструменту з зусиллям  $P = 30$  Н, та використання інструменту з зернистістю



$Z = 20/14$  його різальна здатність не проявляється.

Таблиця 4.8.

План експериментів для визначення режимів обробки новим інструментом

№ з/п	$P$	$n$	$Z$	$P, \text{Н}$	$n, \text{об/хв.}$	$Z, \text{мкм}$
1	-1	1	1	30	1600	200/160
2	0	-1	0	150	630	125/100
3	0	1	0	150	1600	125/100
4	0	-1	1	150	630	200/160
5	1	0	1	300	1000	200/160
6	0	0	0	150	1000	125/100
7	-1	-1	1	30	630	200/160
8	0	1	-1	150	1600	20/14
9	1	0	-1	300	1000	20/14
10	0	0	1	150	1000	200/160
11	0	-1	-1	150	630	20/14
12	0	0	-1	150	1000	20/14
13	1	-1	-1	300	630	20/14
14	-1	1	0	30	1600	125/100
15	1	1	1	300	1600	200/160
16	-1	-1	0	30	630	125/100
17	1	0	0	300	1000	125/100
18	-1	-1	-1	30	630	20/14
19	-1	0	-1	30	1000	20/14
20	1	1	0	300	1600	125/100
21	1	-1	1	300	630	200/160
22	-1	0	1	30	1000	200/160
23	1	1	-1	300	1600	20/14
24	-1	1	-1	30	1600	20/14
25	-1	0	0	30	1000	125/100
26	0	1	1	150	1600	200/160
27	1	-1	0	300	630	125/100



Рис. 4.30. Зруйнований інструмент

На другому етапі плану експериментів було змінено границі рівнів зусилля притискання інструменту ( $P = 40 - 250 \text{ Н}$ ) та нижню границю зернистості інструменту  $Z = 28/20$ . При зусиллі  $P = 40 \text{ Н}$  різальна здатність інструменту знову не виявлена, а при зусиллі  $P = 250 \text{ Н}$  інструмент також було

зруйновано, тобто кількість виконаних експериментів склала так само 19.

Було проведено третій остаточний етап експериментів з граничними рівнями зусилля притискання інструменту –  $P = 50 - 200$  Н. План експериментів з його результатами вказаний в таблиці 4.9. В результаті отримано, що частота обертання заготовки повинна бути  $n = 1000$  об/хв. При виході за межі цих діапазонів відбуваються задироутворення на деталі, або з'являються ритвини на інструменті, що спричиняє появі браку на деталі (рис. 4.31).

Таблиця 4.9

## Результати експериментів згідно плану

№ з/п	$P$	$n$	$Z$	$P$ , Н	$n$ , об/хв.	$Z$ , мкм	$Ra$ , мкм
1	-1	1	1	50	1600	200/160	схоп.
2	0	-1	0	150	630	125/100	схоп.
3	0	1	0	150	1600	125/100	схоп.
4	0	-1	1	150	630	200/160	схоп.
5	1	0	1	200	1000	200/160	2
6	0	0	0	150	1000	125/100	1,4
7	-1	-1	1	50	630	200/160	схоп.
8	0	1	-1	150	1600	28/20	схоп.
9	1	0	-1	200	1000	28/20	0,25
10	0	0	1	150	1000	200/160	2
11	0	-1	-1	150	630	28/20	схоп.
12	0	0	-1	150	1000	28/20	0,25
13	1	-1	-1	200	630	28/20	схоп.
14	-1	1	0	50	1600	125/100	схоп.
15	1	1	1	200	1600	200/160	схоп.
16	-1	-1	0	50	630	125/100	схоп.
17	1	0	0	200	1000	125/100	1,4
18	-1	-1	-1	50	630	28/20	схоп.
19	-1	0	-1	50	1000	28/20	0,25
20	1	1	0	200	1600	125/100	схоп.
21	1	-1	1	200	630	200/160	схоп.
22	-1	0	1	50	1000	200/160	2
23	1	1	-1	200	1600	28/20	схоп.
24	-1	1	-1	50	1600	28/20	схоп.
25	-1	0	0	50	1000	125/100	1,4
26	0	1	1	150	1600	200/160	схоп.
27	1	-1	0	200	630	125/100	схоп.

В результаті загалом проведених 65 експериментів отримали наступне:

– граничні умови притискання інструменту складають  $P = 50 - 200$  Н;

- частота обертання заготовки складає  $n = 1000$  об/хв;
- зернистість інструменту не повинна бути менша  $Z = 28/20$ .

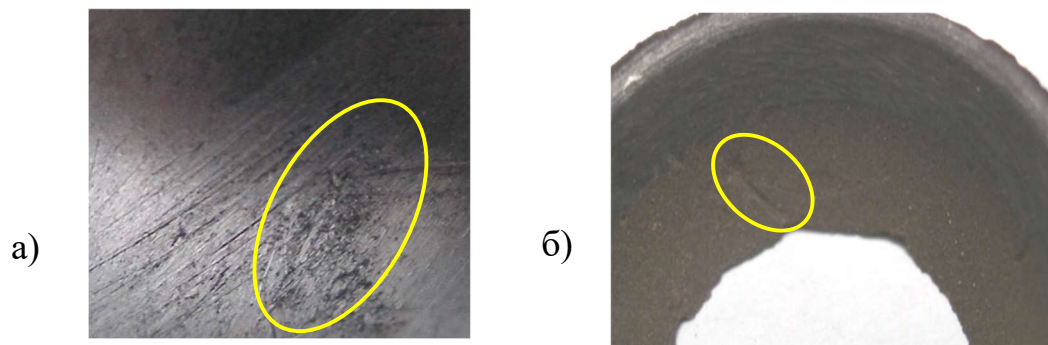


Рис. 4.31. Дефекти, що утворилися при обробці: а) задири на деталі; б) вириви на інструменті

За проведеними експериментами отримано функцію відгуку  $Ra(Z) = 0,0113Z + 0,0257$  з величиною вірогідності апроксимації 0,98. Правильність обраних режимів перевірена на інших розмірах зерен абразиву в інструменті (рис. 4.32).

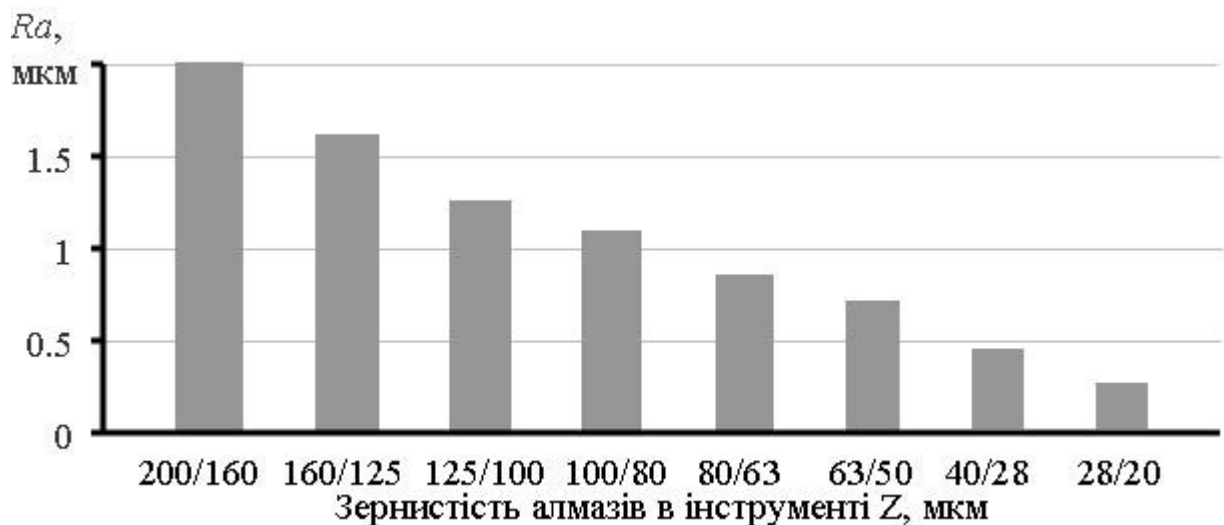


Рис. 4.32. Залежність шорсткості сферичної поверхні деталі від зернистості синтетичних алмазів в інструменті

Таким чином інструмент з вмістом абразивних композитів на основі модифікованих епоксидних смол і синтетичних алмазів виконує обробку титану *Grade 2* по схемі «вільного притирання» без захоплювання до шорсткості поверхні  $Ra = 0,25$  мкм.

2D та 3D –зображення мікрорельєфу поверхні головки отримані на

приладі «*MicronAlfa*» після обробки інструментом з алмазами різної зернистості наведені на рис. 4.33.

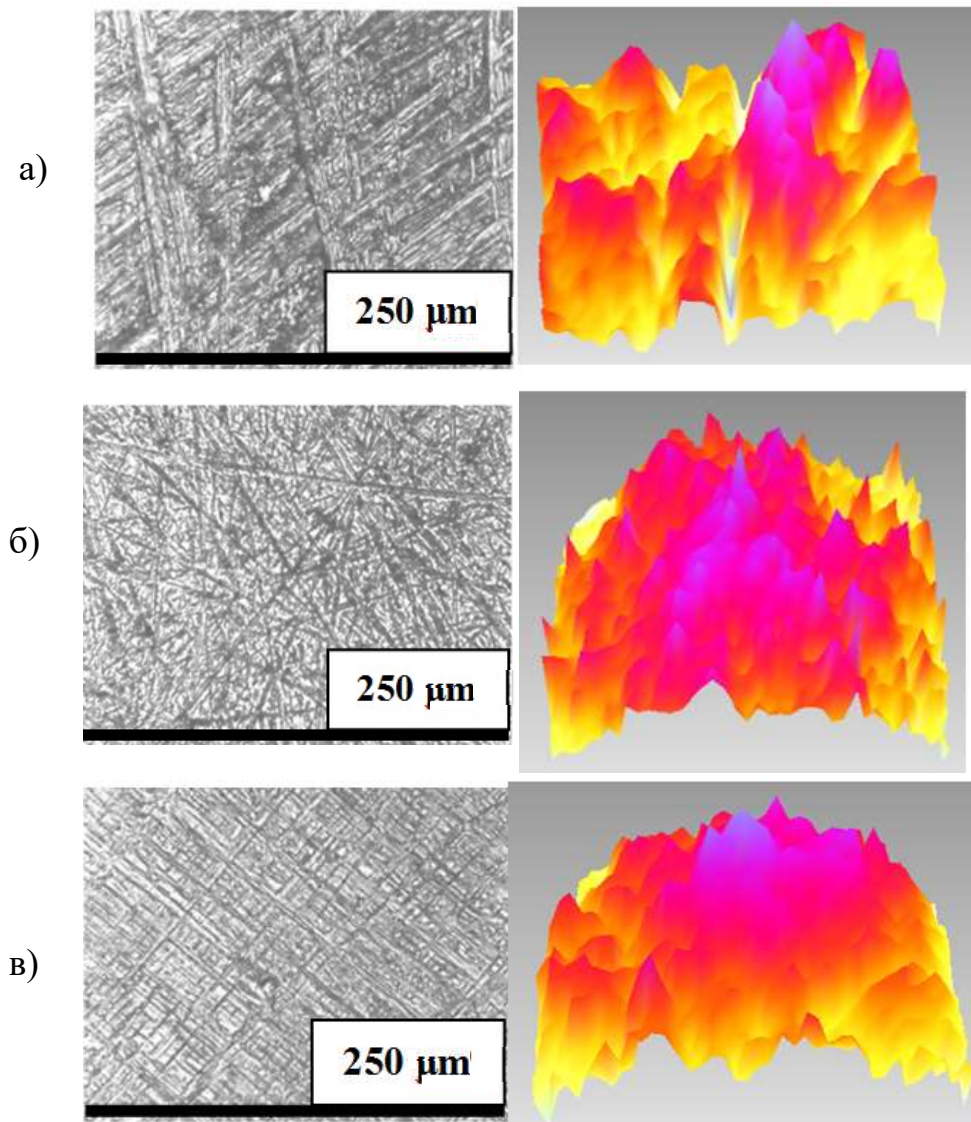


Рис. 4.33. 2D та 3D зображення мікрорельєфу обробленої поверхні в залежності від зернистості інструменту: а) 200/160; б) 63/50; в) 28/20

Одним з важливих факторів точності виробу є відхилення від круглості. Паралельно перевірки шорсткості поверхні при обробці методом «вільного притирання» вимірювались діаметри за схемою, що описана вище (див. рис. 4.28). Результати замірів вказані в таблиці 4.10.

Видно, що діапазон розміру вимірювання коливається в наступних межах:  $\varnothing$  27,997-28,000, що відповідає полю допуску встановленого стандартом. Таким чином, використання розробленого інструменту

забезпечує точність виробу, обумовлену стандартом.

Таблиця 4.10.

Результати замірів діаметрів сферичної поверхні після її обробки за схемою  
«вільного притирання»

позиція виміру	AB	CD	EF
0°	27,998	27,999	27,999
45°	27,998	27,998	27,997
90°	27,998	28,000	27,998
135°	27,998	27,999	28,000
різниця	0,000	0,002	0,003

#### 4.6. Працездатність інструменту

Експериментально встановлено, що за часом прецизійна обробка новим інструментом складає не більше дев'яти хвилин з використанням трьох технологічних переходів, а саме: інструмент з зернистістю  $Z = 200/160; 63/50; 28/20$ .

Ефективність з'йому припуску оцінювалась коефіцієнтом шліфування та продуктивності.

Коефіцієнт шліфування визначався за формулою [124]:

$$G = \frac{V_m}{V_i}, \quad (4.23)$$

де  $V_m$  – об'єм знятого матеріалу деталі,  $V_i$  – об'єм витраченого матеріалу інструменту.

Об'єм знятого матеріалу визначався вимірюванням різниці об'ємів заготовки (зрізаної кулі) до та після обробки. Якщо взяти об'єм знятого матеріалу деталі за хвилину, то визначимо продуктивність інструменту  $Q$ , мм<sup>3</sup>/хв.

Розраховані показники працездатності інструменту в залежності від його зернистості наведено в табл. 4.11.

Таблиця 4.11

## Показники працездатності інструменту

зернистість $Z$ , мкм	200/160	63/50	28/20
коефіцієнт шліфування $G$	0,53	0,4	0,38
продуктивність інструменту $Q$ , мм <sup>3</sup> /хв.	16,6	6	4

Одним з факторів, що характеризують ефективність створеного інструменту є відсутність такого вкрай небезпечного явища, як шаржування алмазами. Наслідком шаржування може бути низький ресурс шарнірного зчленування та грануломатозне запалення внаслідок великої кількості продуктів зносу хірулену.

Перевірка шаржування проводилась на растровому електронному мікроскопі *Zeiss EVO 50* в ІНМ ім. В. М. Бакуля НАН України. Результати перевірки наведені на рис. 4.34 та в табл. 4.12.

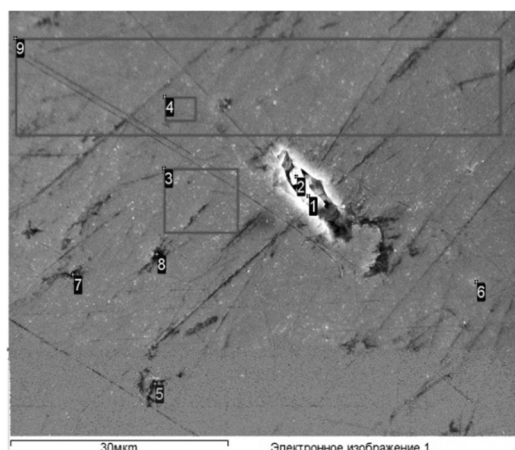


Рис. 4.34. Фото поверхні титанової кулі

Таблиця 4.12

## Хімічний склад часток, що аналізувались

Спектр	<i>C</i>	<i>O</i>	<i>Al</i>	<i>Ti</i>	Всього
1	6,19	-	-	93,81	100,00
2	3,74	-	-	96,26	100,00
3	-	-	-	100,00	100,00
4	-	-	0.40	99,60	100,00
5	5,28	8.40	-	86,32	100,00
6	-	21.30	-	78,70	100,00
7	4,33	-	-	95,67	100,00
8	4,43	-	-	95,57	100,00
9	-	-	0.60	99,40	100,00
Середн.	4,79	14,85	0,50	93,93	-
Макс.	6,19	21,29	0,60	100,00	-
Мін.	3,74	8,40	0,40	78,70	-

#### 4.7. Висновки

1. Створений абразивний композит на основі модифікованих епоксидних смол і синтетичних алмазів, що лежить в основі розроблених інструментів, має адаптивні властивості та дозволяє проводити обробку технічно чистого титану за схемою вільного притирання без захоплювання, забезпечуючи шорсткість до  $Ra\ 0,25$  та відхилення від круглості не більше  $0,003\ \text{мм}$ .

2. Експериментально встановлено, що розроблений інструмент є працездатним при використанні схеми вільного притирання в наступних граничних умовах:  $P = 50 - 200\ \text{Н}$ ;  $n = 1000\ \text{об/хв}$ ;  $Z \geq 28/20$ .

3. Розроблений інструмент в залежності від зернистості алмазів ( $Z = 200/160 - 28/20$ ) змінює коефіцієнт шліфування в діапазоні  $G = 0,53 - 0,38$ , при цьому, його абразивний композит не шаржує деталь алмазами.

## РОЗДІЛ 5

### ТЕХНОЛОГІЯ ПОЛІРУВАННЯ СФЕРИЧНОЇ ПОВЕРХНІ ГОЛОВКИ З *GRADE 2*

#### 5.1. Розробка технологічних засобів для полірування сферичної поверхні головки з *Grade 2*

Як вказувалося вище, полірування титану марки *Grade 2* до дзеркальної поверхні є дуже складним завданням. Одна з основних проблем при поліруванні титану – прояв ефекту «апельсинової кірки», який з'являється внаслідок виникнення високої температури в зоні обробки.

Для полірування титанових деталей ювеліри рекомендують використовувати пасти «*Luxi*». Вони являють собою водорозчинну пасту з вмістом електрокорунду та модифікованого рослинного мастила, що при зберіганні не дає можливості пересихати. Її властивості стабільні, температура плавлення основної маси незмінна – 85 °С (полімеризація і збільшення в'язкості і температури плавлення «невисихаючих» рослинних мастил відбувається при тривалому нагріванні вище 300 °С, що в ході полірування створити практично не можливо). Паста легко емульгується та змивається водою. Електрокорунд піддають спеціальній термообробці, результатом якої є підвищена крихкість, що забезпечує постійне оновлення ріжучих кромek.

Як зазначено в [125], полірування поверхні з високими вимогами до її шорсткості виконується технічними бавовняними тканинами, що застосовуються в процесах, які протікають з великою інтенсивністю. Вони забезпечують чистоту поверхні завдяки еластичним властивостям тканини та можливості нівелювання рівня зерен поліруючого абразиву. Також інструмент повинен мати високу швидкість обертання. Виходячи з цього, в якості інструменту було вибрано бавовняні круги діаметром 150 мм, які використовують в ювелірному виробництві при поліруванні в'язких металів та сплавів.



Для полірування сфери було створено пристрій (додаток Д), який встановлювався на універсальне обладнання. Фото пристрою та схема рухів показані на рис. 5.1.

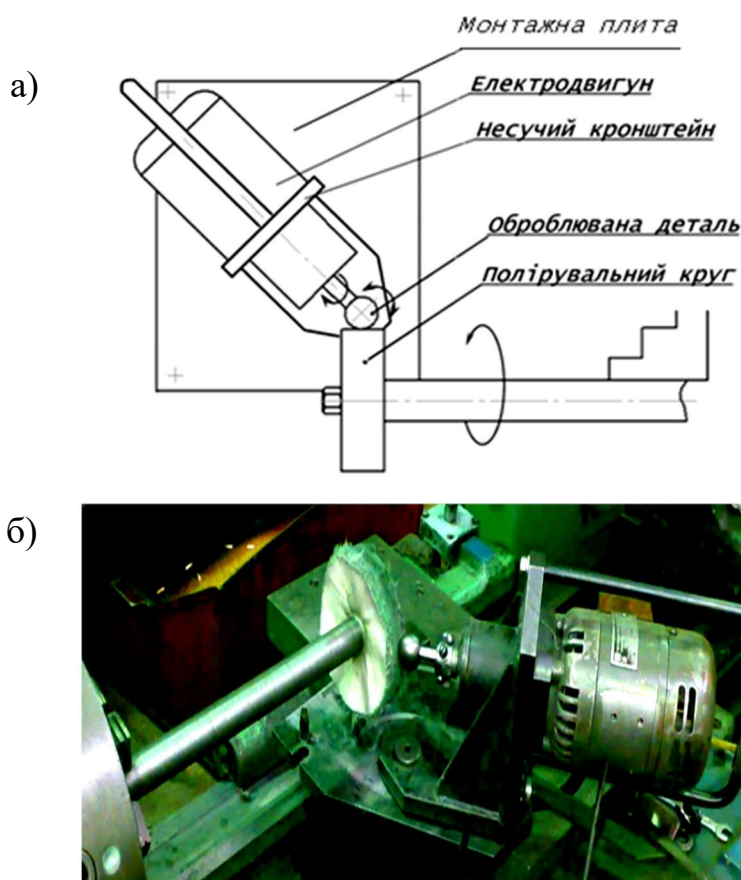


Рис. 5.1. Полірування сферичної заготовки: а) схема пристрою та основні рухи; б) фото пристрою

Пристрій встановлюють на супорт токарного верстату. Монтажна плита, на осі, в підшипниках, має встановлений кронштейн, де закріплений електродвигун постійного струму, що дозволяє безступінчасто регулювати швидкість обертання заготовки. Обертання заготовки здійснюється від електродвигуна і одночасно, вручну, хитанням пристрою в горизонтальній площині, навколо вертикальної осі, що збігається з віссю кулі. Електродвигун обертає деталь з частотою обертання  $n \sim 2,5$  об/с назустріч обертанню полірувального круга.

Перед початком обробки на полірувальний круг наноситься полірувальна паста.

Найкращий результат при поліруванні головки ендопротеза кульшового суглобу з титану був отриманий при використанні бавовняних непрошитих кругів з нанесенням на

них пасти «Luxi». Круг необхідно обертати зі швидкістю на периферії  $V = 18$  м/с .

Фото полірованих головок пастою «Luxi» наведено на рис. 5.2.



Рис. 5.2. Головки, відполіровані пастою «Luxi»

Шорсткість поверхні після полірування склала  $Ra\ 0,02$ .

Однак, перевірка методом електронної мікроскопії виявила шаржування обробленої поверхні електрокорундом (рис. 5.3), що є вкрай небажаним. Хімічний склад зануреної частки в поверхню виробу наведено в таблиці 5.1.

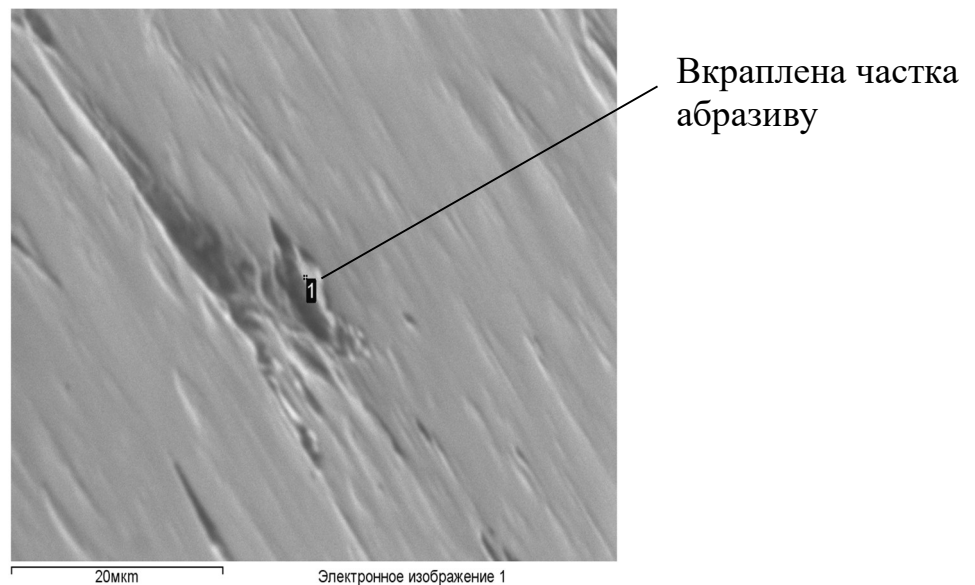


Рис. 5.3. Фото поверхні головки після полірування пастою «Luxi»

Таблиця 5.1.

Хімічний склад зануреної в поверхню частки

Спектр	O	Al	Всього
1	58,70	41,30	100,00
Середнє	58,70	41,30	100,00
Макс.	58,70	41,30	-
Мін.	58,70	41,30	-

Для запобігання шаржуванню поверхні нами була розроблена нова

полірувальна паста, в якій, в якості активного компоненту, використані синтетичні алмази.

Нова паста має інтенсивний механо-хімічний вплив на оброблювану поверхню. В її основу введений активний комплексоутворювач, що здатен вибірково витягувати атоми титану з окисдованих плівок на поверхні, тому обробка проходить без утворення дефектів в нижчих шарах.

Шорсткість поверхні, після полірувальня розробленою пастою, відповідає записаний у стандарті, що підтверджується замірами на приладі *MicronAlfa* (рис. 5.4). Це підтверджує достатньо високу якість поверхні.

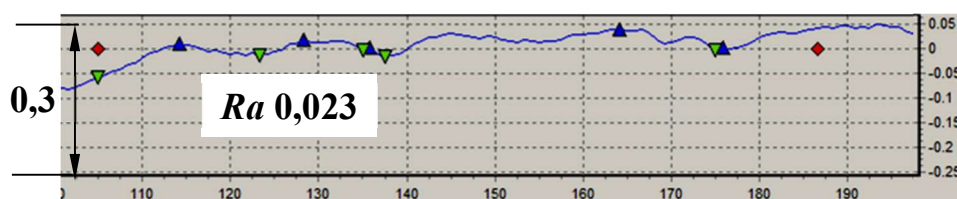


Рис. 5.4. Профілограма головки ендопротеза кульшового суглобу після полірування

Перевірка обробленої поверхні на шаржування після полірування показала відсутність на ній алмазів.

## 5.2. Визначення якості головки з *Grade 2*

Головку вважали якісною, якщо спершу вона відповідала значенням міжнародного стандарту *ISO 7206-2:2011* [36] по відхиленню від круглості та шорсткості поверхні. Також необхідними умовами якості вважались відсутність шаржування поверхні абразивом та достатня поверхнева твердість після ТДА.

Відхилення від круглості та шорсткість поверхні після полірування розробленою пастою вимірювалось на ВАТ «Гідросила» (м. Кропивницький) приладом фірми *Mahr* з програмним комплексом *MarWin* (Німеччина) (рис. 5.5, а). Так само було виконано перевірку відхилення від круглості приладом *FORM TALISURF 50* фірми *Taylor & Hobson* (Велика Британія) в *Rzeszow University of Technology* (Польща) (рис. 5.5, б). Можна відзначити, що в обох випадках заміри відхилення від круглості відповідають нормам стандарту.

Дані вимірювання шорсткості поверхні та відхилення від круглості, що

отримані на п'яти головках, які вибірково вибрані для заміру приладом фірми *Mahr*, наведено в таблиці 5.2.

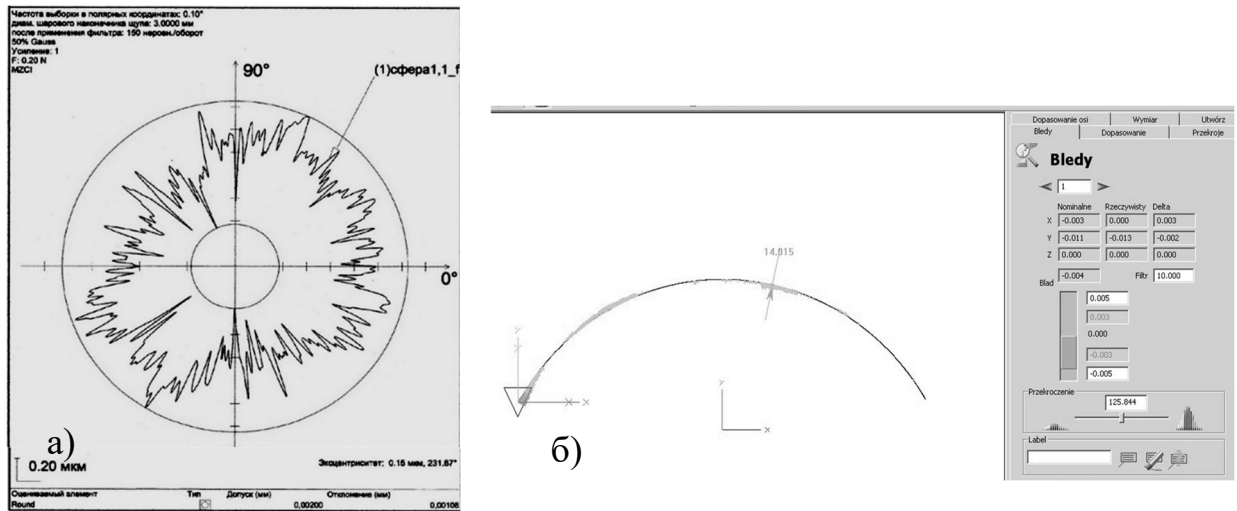


Рис. 5.5. Результати перевірки деталі на відхилення від круглості: а) прилад фірми *Mahr*; б) прилад фірми *Taylor & Hobson*

Контрольні дослідження шорсткості полірованої поверхні виробу також  
Таблиця 5.2.

### Шорсткість поверхні та відхилення від круглості полірованих головок

№ з/п	Шорсткість поверхні <i>Ra</i> , мкм	Відхилення від круглості, мм
	<i>Mahr</i>	<i>Mahr</i>
1	0,02780	0,00146
2	0,03697	0,00271
3	0,03234	0,00108
4	0,03848	0,00184
5	0,03782	0,00106

проводились на приладі *FORM Talysurf 50* фірми *Taylor & Hobson*.

Головка приладу оснащена алмазним щупом з радіусом при вершині 2 мкм. Вимір шорсткості проводили на поверхні розмірами 1×1 мм із кроком 5 мкм.

Для сканування робочої поверхні виріб встановлювали на рухомий предметний стіл приладу, що має два ступені свободи в горизонтальній площині (рис. 5.6).

Отримані результати виміру шорсткості поверхні в цифровому форматі

обробляли з використанням програмного забезпечення *"Mountains Map Universal" Version 2.0.19* фірми *Mountains Technology*.



Рис. 5.6. Перевірка шорсткості поверхні титанової головки контактним методом

В можливості даної програми входить побудова 3D топографії сканованої ділянки досліджуваної поверхні, визначення параметрів шорсткості поверхні з обліком і без обліку форми поверхні, побудова опорної кривої, кривої Ебота та ін.

При визначенні шорсткості сканували три частини поверхні: вершина, центральна частина та біля отвору для посадки головки.

Приклад отриманої 3D топографії, без обробки в програмі, наведено на рис. 5.7.

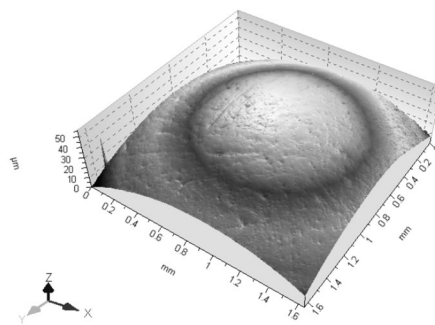


Рис. 5.7. Приклад отриманої 3D-топографії, що використовується для визначення шорсткості поверхні

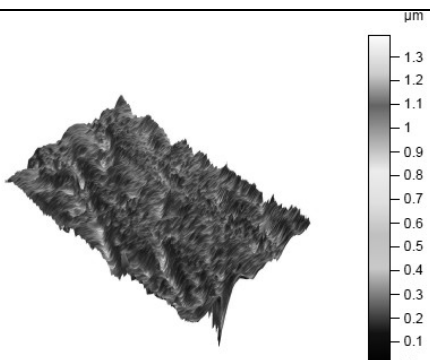
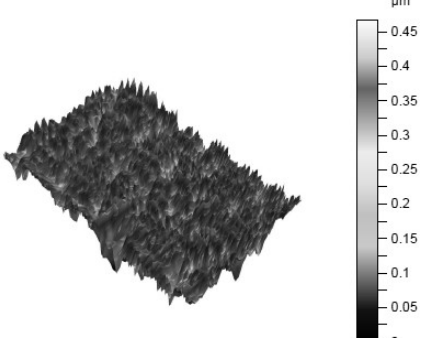
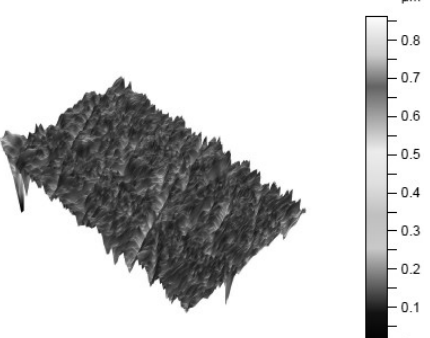
Результати вимірювань шорсткості полірованої сферичної титанової поверхні, обробленої в програмі наведено в таблиці 5.3.

З усіх виконаних замірів видно, що сферична поверхня головки з *Grade 2* відповідає міжнародному стандарту *ISO 7206-2:2011* [36]. Єдине збільшення шорсткості поверхні біля посадкового конусу отримане замірами на приладі *FORM*

*Talysurf 50* пояснюється тим, що результати розрахунку шорсткості поверхні, отримані на площині, а за стандартом необхідно виконувати заміри по лінії поверхні. Все це підтверджує достатньо високу якість поверхні.

Таблиця 5.3

3D- топографія сферичної поверхні титанової  
головки після фінішного полірування

Місце заміру	3D шорсткість поверхні	$Sa$ , мкм
Вершина		0,0603
Центральна частина		0,0376
Біля посадкового конусу		0,0524

Після полірування головки піддавали термодифузійному азотуванню, яке виконувалось в Фізико-механічному Інституті ім. Г. В. Карпенка НАН України, м. Львів. Перевіркою поверхневої мікротвердості отриманих головок на ПМТ-3 було визначено, що відтворюваність ТДА є стовідсотковою. Усі значення поверхневої мікротвердості були біля 12 ГПа. Це високий показник, який дає можливість використовувати їх в парі тертя. Готові вироби показані на рис. 5.8.



Рис. 5.8. Азотовані головки ендопротеза кульшового суглобу

Після ТДА шорсткість поверхні кулі збільшилась з  $Ra\ 0,023$  до  $Ra\ 0,028$  (рис. 5.9), але вона задовольняє вимогам, що вказані в стандарті. Профілограма показала, що збільшення шорсткості не може вплинути на якість виробу.

Перевірка азотованої кулі на відхилення від круглості на приладі фірми

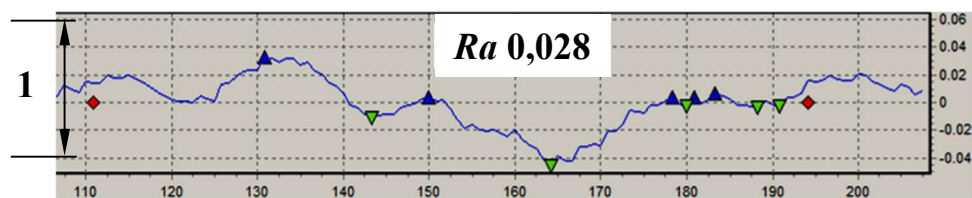


Рис. 5.9. Профілограма готового виробу  
«Mahr» підтвердила високу точність виробу (рис. 5.10).

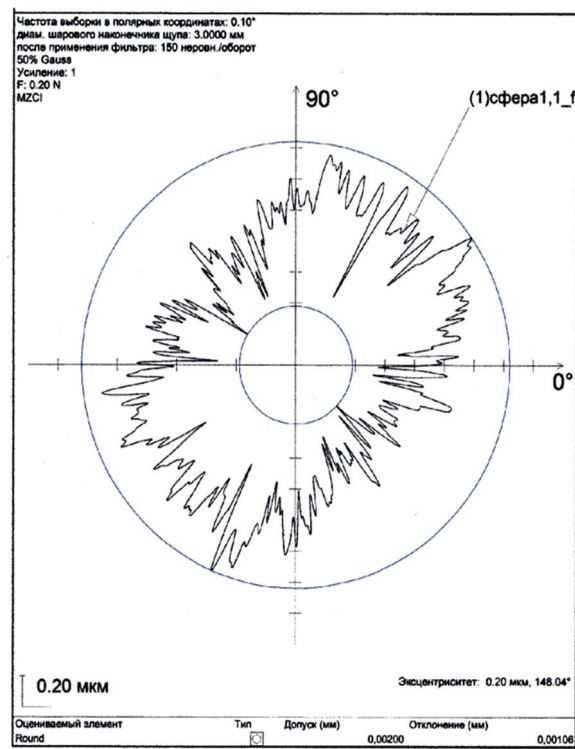


Рис. 5.10. Відхилення від круглості азотованої головки

Перевірка поверхні готової кулі на растровому електронному мікроскопі *Zeiss EVO* підтверджує відсутність шаржування поверхні кулі (рис. 5.11, табл. 5.4). На рисунку прямокутниками позначені точки, де виконувався хімічний аналіз.

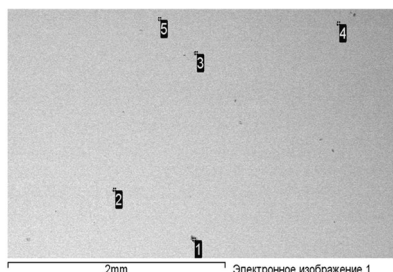


Рис. 5.11. Фото поверхні азотованої головки

Таблиця 5.4.

Хімічний склад ділянок обробленої поверхні  
після азотування

Спектр	<i>C</i>	<i>N</i>	<i>O</i>	<i>Ti</i>	Всього
1	3,85	30,45	3,05	62,65	100,00
2	-	19,64	-	80,36	100,00
3	-	18,68	-	81,32	100,00
4	-	21,67	-	78,33	100,00
5	-	20,97	-	79,03	100,00
Середнє	3,85	22,28	3,05	76,34	-
Макс.	3,85	30,45	3,05	81,32	-
Мін.	3,85	18,68	3,05	62,65	-

Таким чином, розроблена технологія обробки титанової головки ендопротеза кульшового суглобу марки *Grade 2* та визначення якості її поверхні підтверджують можливість впровадження такої головки в медичну практику. Для цього, в першу чергу, необхідно провести випробування такої головки на стенді-імітаторі.

### 5.3. Висновки



1. Встановлено, що розроблена полірувальна паста, яка містить активний комплексоутворювач, завдяки інтенсивному механо-хімічному впливу на оброблювану поверхню, дозволяє забезпечити шорсткість менше  $Ra\ 0,03$  без ефекту «апельсинової корки», шаржування та погіршення точності.

2. Визначені параметри шорсткості поверхні та відхилення від круглості шляхом замірів різними приладами, підтвердили необхідну якість головки, тобто відповідність цих значень міжнародному стандарту. Шорсткість поверхні склала  $Ra < 0,03$ , а відхилення від круглості менше 0,002 мм.

## РОЗДІЛ 6

### ВИПРОБУВАННЯ ПАР ТЕРТЯ “АЗОТОВАНИЙ *GRADE 2/PE-UHMW*” НА СТЕНДІ-ІМІТАТОРІ БІОМЕХАНІЧНОГО РУХУ ЛЮДИНИ

#### 6.1. Експериментальні дослідження

Випробування пар тертя ендопротезів є складною задачею. Для отримання реальних даних по зносостійкості пари тертя ендопротез необхідно встановити в людське тіло і контролювати стан протягом декількох років. Пришвидшити такі дослідження можливо використавши т. зв. стенди-імітатори (симулятори), що відтворюють складну кінематичну систему рухів людини. Ці випробування за часом займають декілька місяців. Випробування проводились в *Institute for Sustainable Technologies - National Research Institute, Tribology Department* в м. Радом, Польща на стенді-імітаторі *T-24* (див. розділ 2.8, додаток Б).

Граничні технологічні параметри налаштування стенду мають наступні значення:

- |                    |                            |
|--------------------|----------------------------|
| - обертання куту   | $\alpha = -10^0 - +10^0$ ; |
| - обертання куту   | $\beta = -18^0 - +18^0$ ;  |
| - час одного циклу | 1 С;                       |
| - кількість циклів | 5 млн.                     |

Випробували дві пари тертя “азотований *GRADE 2 / PE-UHMW*”. Головки були виготовлені за технологічним процесом, що наведений в додатку Ж. Для порівняння випробували також найпоширенішу в практиці ендопротезування пару тертя *CoCrMo/PE-UHMW*. Зовнішній вигляд компонентів зчленування наведено на рис. 6.1.

Основою для робочої рідини, що використовувалась у випробуваннях є хондроїтин-сульфат [111]. Готували робочу рідину змішуючи порошок хондроїтин-сульфату з дистильованою водою та бензиловим спиртом.



Рис. 6.1. Зовнішній вигляд компонентів зчленування: а) сферична головка на оправці; б) контртіло з *PE-UHMW*

Фото поверхні головок, отримані на скануючому електронному мікроскопі (СЕМ) перед випробуваннями, наведено на рис. 6.2. Видно, що на поверхні титану є порожнини, а на поверхні *CoCrMo* в великій кількості присутні подряпини.

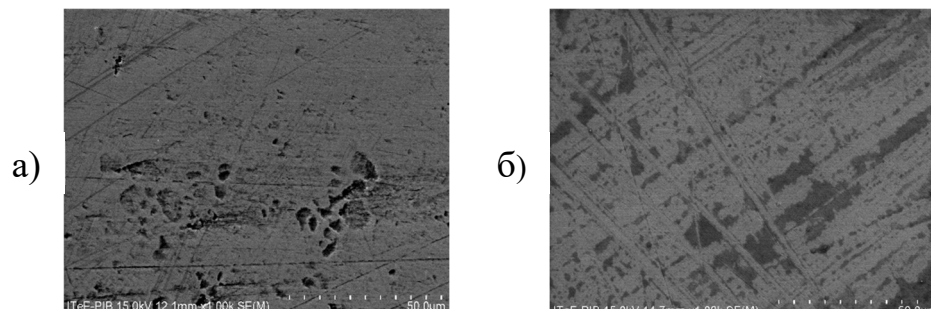


Рис. 6.2. Зображення поверхонь деталей отримані скануючим електронним мікроскопом: а) азотований *Grade 2*; б) *CoCrMo*

Шорсткість поверхні деталей ( $S_a$ ) до початку випробувань, виміряна на приладі *Talysurf CCI* (Taylor Hobson, Leicester, UK), показана на рис. 6.3.

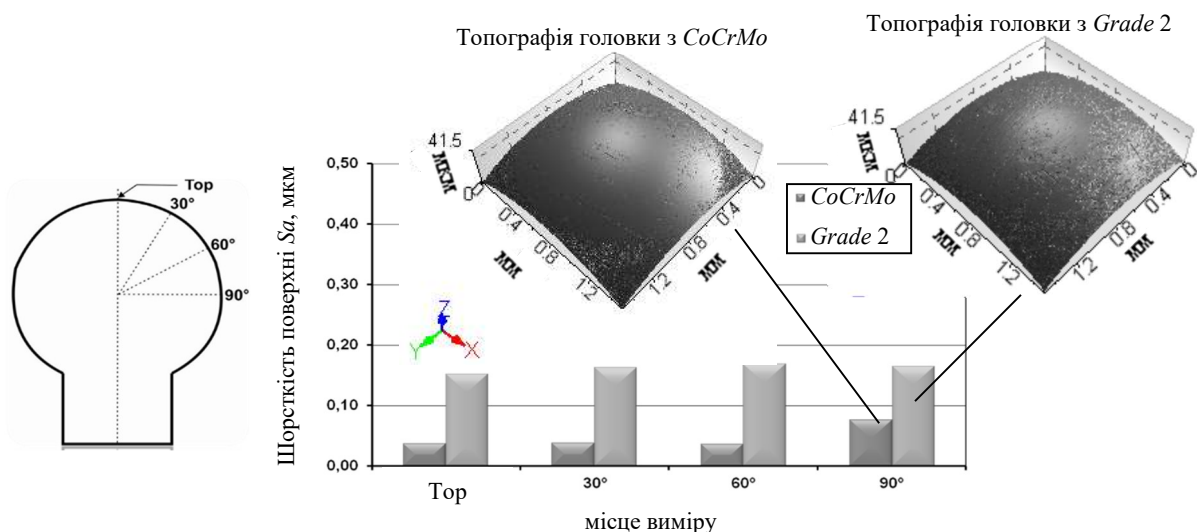


Рис. 6.3. Шорсткість поверхні куль з *Grade 2* та *CoCrMo* до початку випробувань

Треба відзначити, що значення шорсткості поверхні по  $Sa$  вище, ніж вказане в міжнародному стандарті значення  $Ra$ . Це обумовлено тим, що за стандартом вимірювання  $Ra$  проводяться на базовій довжині 0,08 мм, а заміри  $Sa$  проводились на площадці з довжиною сторін 1,4 x 1,4 мм.

Згідно міжнародного стандарту *ISO 14242-1* [108] для випробувань були встановлені граничні значення технологічних параметрів стелу та кожен мільйон циклів проводились заміри об'ємного та гравіметричного зносу чашки з *PE-UHMW*.

На рис. 6.4 наведено значення шорсткості поверхні головок в процесі випробувань, отримані за допомогою оптичного профілометру *Talysurf CCI* (*Taylor Hobson, Leicester, UK*).

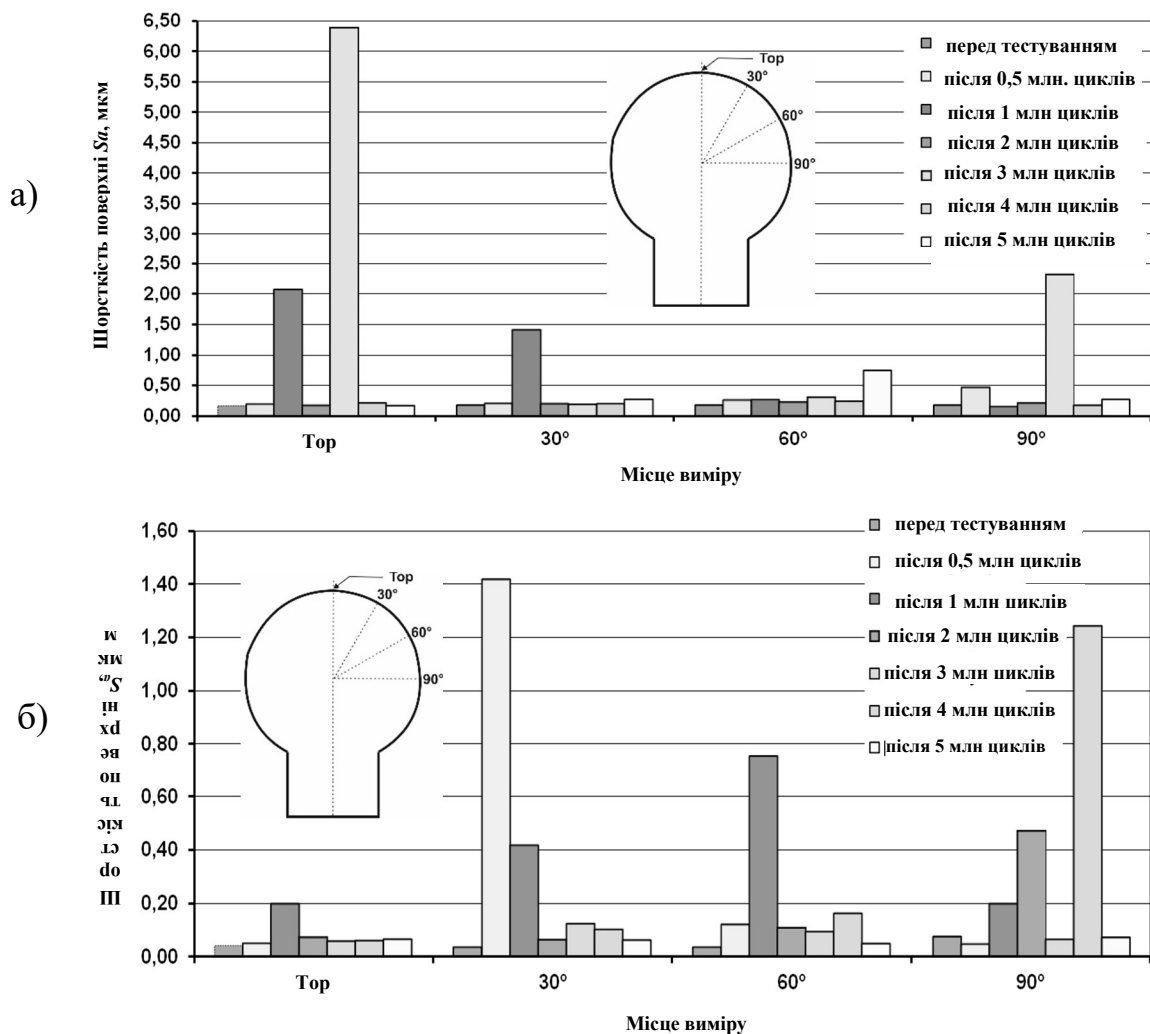


Рис. 6.4. Шорсткість поверхні  $Sa$ , виміряна на площадці з довжинами сторін 1,2x1,2 мм: а) поверхня головки з *Grade 2*; б) поверхня головки з *CoCrMo*

Гістограми показують, що значення шорсткості поверхні титанової головки перевищують шорсткість поверхні головки з *CoCrMo*. Великі піки шорсткості поверхні на титані пояснюються наявністю дрібних порожнин, що є, вірогідно, наслідком формування модифікованого шару в процесі ТДА, які загалом не впливають на довговічність роботи пари тертя.

Після трьох мільйонів циклів були виконані дослідження поверхонь головок скануючим електронним мікроскопом (рис. 6.5). Показано, що на поверхні головки з *CoCrMo* знаходяться великі частки поліетилену (рис. 6.5, б), що зменшує довговічність пари тертя.

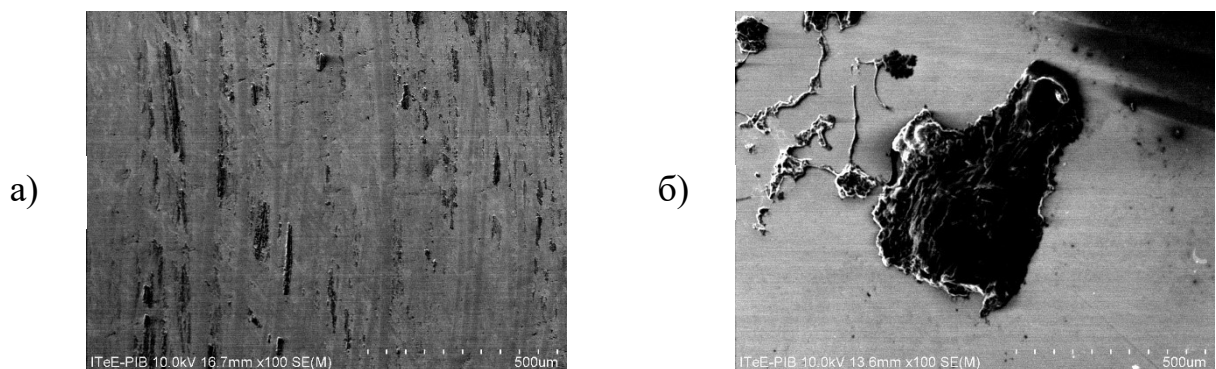


Рис. 6.5. Зображення поверхонь деталей отримані СЕМ після трьох мільйонів циклів: а) поверхня *nitrided Grade 2* ; б) поверхня *CoCrMo*

Результати досліджень об'ємного та гравіметричного зносу чашки з *PE-UHMW* в парі тертя з головкою *nitrided Grade 2* показані на рис. 6.6.

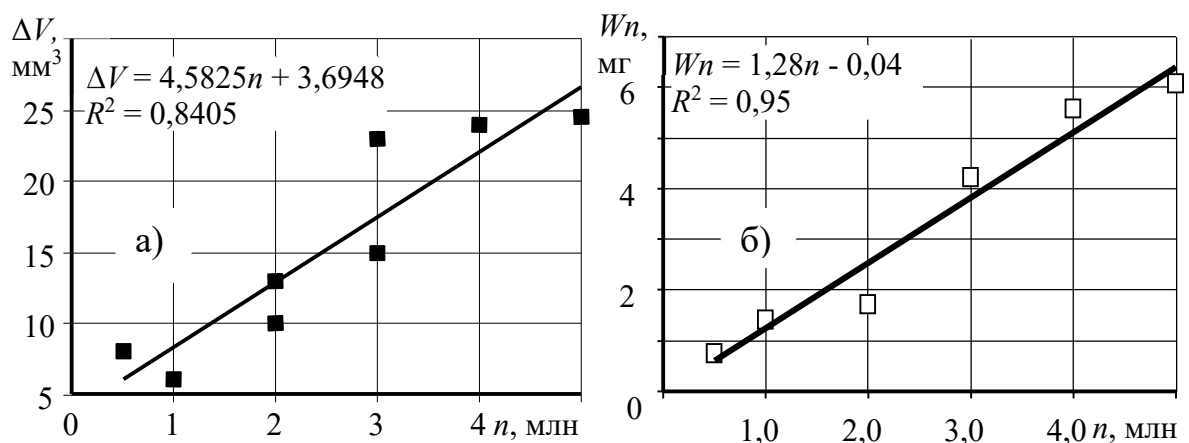


Рис. 6.6. Знос зразків *PE-UHMW* в парі з головкою *nitriding Grade 2*: а) об'ємний; б) гравіметричний

Аналогічні заміри були проведені на чашці з *PE-UHMW* в парі тертя з

головкою *CoCrMo*. Результати таких досліджень представлені на рисунку 6.7.

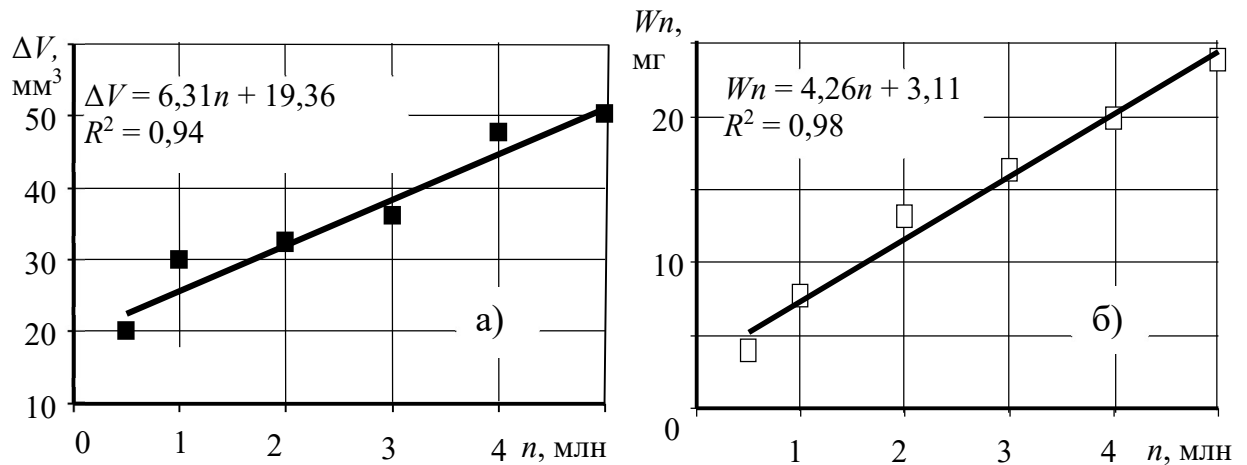


Рис. 6.7. Знос зразків *PE-UHMW* в парі з головкою *CoCrMo*: а) об'ємний; б) гравіметричний

Порівняння показує, що знос *PE-UHMW* в парі тертя з *CoCrMo* в обох випадках вимірювання більший ніж в парі тертя з титановою головкою. При цьому, розкид даних при дослідженні гравіметричного зносу менший, ніж при дослідженнях об'ємного зносу. За цим методом інтенсивність зносу чашки з *PE-UHMW* в парі з титановою головкою становить 1,28 мг/млн циклів, у порівнянні з 4,26 мг/млн циклів для пари тертя з *CoCrMo*, тобто менше у 3,3 рази.

Гістограми об'ємного та гравіметричного зносу зразків *PE-UHMW* наведена на рис. 6.8.

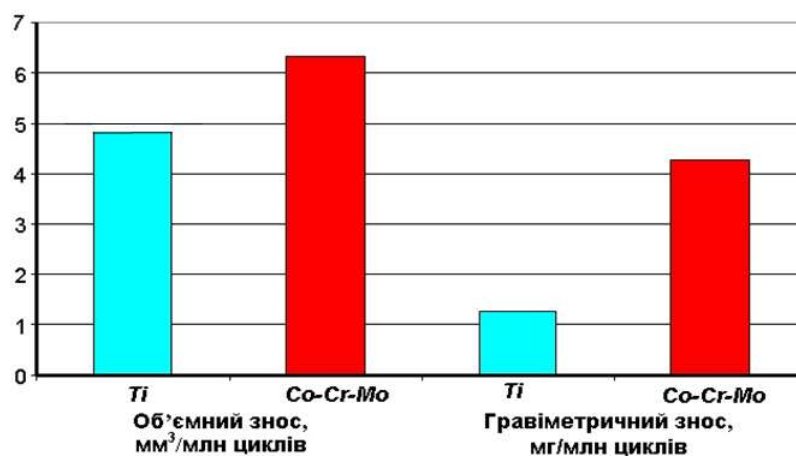


Рис. 6.8. Гістограми об'ємного та гравіметричного зносу зразка *PE-UHMW*

За результатами експериментів можна також відзначити, що в наступних випробуваннях достатньо використовувати вимірювання зносу поліетиленової чашки гравіметричним методом, оскільки він є більш точним.

Таким чином, розроблена технологія обробки головки ендопротеза кульшового суглобу з *Grade 2* дає можливість отримати шарнірне зчленування «*nitrided Grade 2 / PE-UHMW*», ресурс якого перевищує ресурс пари тертя «*CoCrMo / PE-UHMW*».

## 6.2. Аналіз та обговорення отриманих результатів

Отримані результати можна пояснити наступним чином.

Англійський триболог *D. Dowson* з співробітниками вважають, що знос *PE-UHMW* в парі з гладким металевим контртілом ( $Ra < 0,02$  мкм) відбувається *in vivo* по втомному механізму (рис. 6.9) [126].

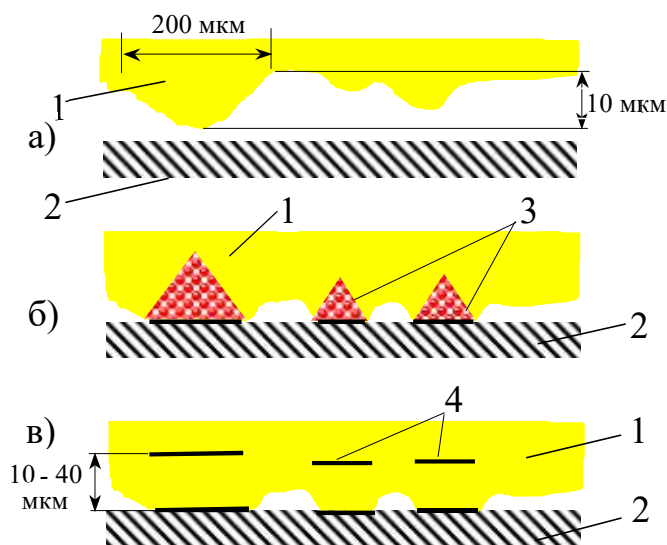


Рис. 6.9. Механізм зношування *PE-UHMW* в імплантованих ендопротезах суглобів: а – початок контактування; б – навантажування пари тертя і зношування мікровиступів; в – початкова фаза руйнування *PE-UHMW*. 1 – полімер, 2 – метал, 3 – зона концентрації напруг, 4 – тріщина

На етапі приробітки першими вступають в контакт з контртілом і зношуються мікровиступи на поверхні тертя полімерної деталі (рис. 6.9, а). Під мікроділянками торкання, що утворюються при терті, в полімерній деталі

концентруються напруження (рис. 6.9, б). Через деякий час в зонах концентрації напружень на глибині 10 – 40 мкм від поверхні тертя в полімерній деталі утворюються мікротріщини (рис. 6.9, в). При динамічному навантаженні штучного суглоба відбувається зростання підповерхневих тріщин, що призводить до відколювання мікронерівностей і значного пошкодження поверхні тертя.

Тобто знос полімерного компонента визначають локальні контактні напруги в зоні взаємодії мікронерівностей його робочої поверхні з поверхнею головки. Зменшення напруг, очевидно, потягне за собою зменшення зносу.

На наш погляд запропонована схема зносу потребує деяких доповнень. А саме, методом електронної мікроскопії на робочій поверхні головки *CoCrMo* виявлено налипання *PE-UHMW* (див. рис. 6.5), що свідчить про утворення вузлів схоплення при контактній взаємодії компонентів пари тертя. Причиною цього може бути, по-перше, гальмування матеріалу при терті – явища, обумовленого як міцністю вузла, що утворився, так і формою мікронерівностей контактуючих тіл, наявністю на них крайок, здатних призвести до гальмування *PE-UHMW*, по-друге – може бути результатом адгезійної взаємодії матеріалів, що контактують (їхня схильність до схоплювання).

Схоплювання при терті – задир, може мати місце навіть при нульовій міцності адгезійного шва. Для цього достатньо лише заглиблення нерівності на необхідну глибину.

Аналізуючи профілограму поверхні азотованої головки (див. рис. 5.9), можна відзначити загальну форму мікронерівностей, яка обумовлена особливостями фінішної механічної обробки. А саме поверхня азотованої титанової головки не містить мікровиступів з гострими вершинами. В поверхні присутні порожнини, які плавно спрягаються з поверхнею тертя. Шорсткість робочої поверхні головки *CoCrMo* менше, але в мікрорельєфі достатньо багато мікронерівностей з гострими вершинами (рис. 6.10).



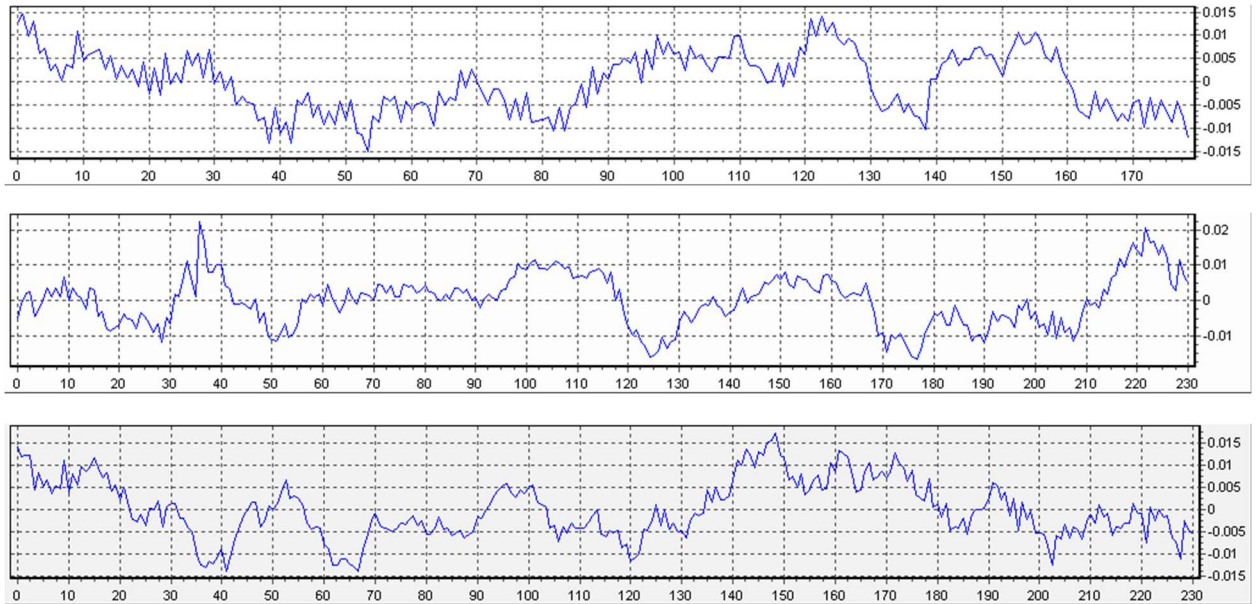


Рис. 6.10. Профілограми поверхні головки з *CoCrMo*

Загострення мікронерівностей по висоті може характеризувати зміна параметру шорсткості  $t_p$  в залежності від рівня перерізу профілю (рис. 6.11).

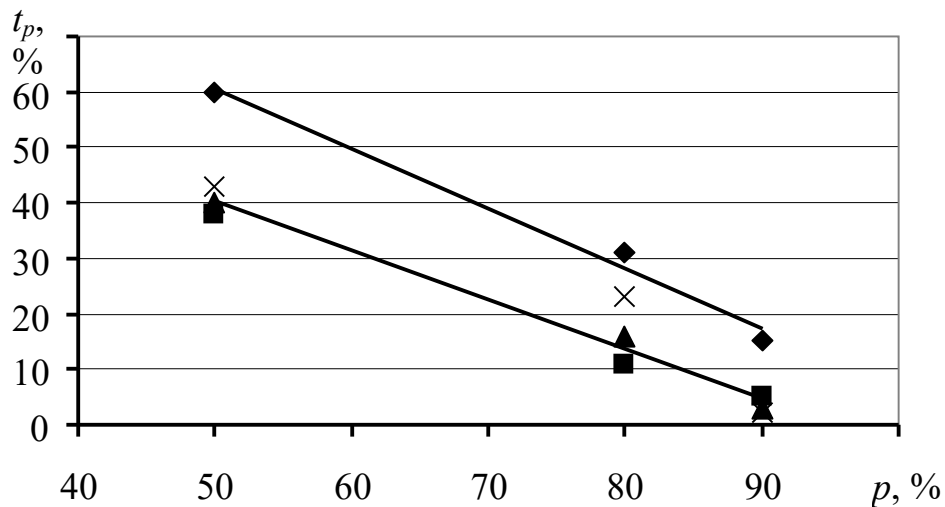


Рис. 6.11. Залежності відносної опорної довжини профілю від рівню перерізу профілю полірованих поверхонь: ♦ – *Grade 2*; ×, ▲, ■ – *CoCrMo*

На рисунку показано, що значення  $t_p$  робочої поверхні головки з азотованого титану на 50 % - му рівні в півтора рази, а на 90 % - му рівні – втричі більші, ніж  $t_p$  робочої поверхні головки з *CoCrMo*. Як наслідок, локальний контактний тиск при взаємодії мікронерівностей *CoCrMo* з поверхнею *PE-UHMW* буде більший, ніж при взаємодії азотованої титанової головки. Тобто вірогідність утворення вузлів захоплення, в результаті

адгезійної взаємодії, на мікроділянках торкання та гальмування *PE-UHMW*, внаслідок занурення мікронерівностей головки з *CoCrMo* в поверхню вкладиша, в процесі контактної взаємодії, більша, ніж при використанні титанової головки.

Порожнини, які присутні в робочій поверхні титанової головки, очевидно, також відіграють позитивну роль, слугуючи резервуарами для змащувальної рідини. Це може підтверджувати той факт, що, наприклад, деякі ізраїльські дослідники з метою поліпшення змащування вкладиша синовіальною рідиною та зниження його зносу, на поверхні металевих головок за допомогою алмазної голки формують канавки, що утворюють регулярний мікрорельєф (рис. 6.12). Це покращує змочування головки синовіальною рідиною і знижує момент тертя металевої головки в парі з чашкою *PE-UHMW* на 25-35 %, що, в результаті, і показали випробування на стенді-імітаторі [127].

При роботі вузла тертя відбувається руйнування вузлів схоплювання.

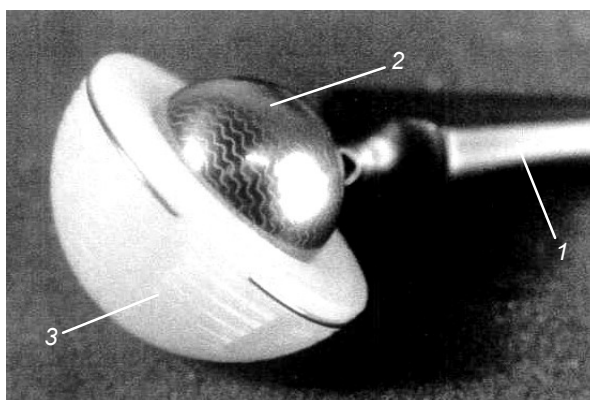


Рис. 6.12. Вузол тертя тотального ендопротеза кульшового суглоба з мікрорельєфом на металевій головці: 1 – ніжка; 2 – головка; 3 – чашка з *PE-UHMW*

Приварені частки *PE-UHMW* руйнуються та уносяться з зони тертя [128]. Результатом є знос компоненту *PE-UHMW*, накопичення продуктів зносу в тканинах навколо ендопротезу (поліетиленова гранульома). Останнє веде до остеолізу і нестабільності ендопротезу [31]. Все це обумовлено адгезією, що може утворювати міцні зв'язки між металом і *PE-UHMW*. Адгезія зумовлена

міжатомними зв'язками або взаємодією контактуючих поверхонь з тонкими плівками рідин, що знаходяться між ними.

Результати порівняльних триботехнічних випробувань на машині торцевого тертя, в яких використовували азотований титан та *CoCrMo* в якості металевих компонентів з однаковим мікрорельєфом контактуючої поверхні показали, що азотований титан має набагато меншу схильність до адгезійної взаємодії з *PE-UHMW*. Адже коефіцієнт тертя при його використанні був значно меншим, ніж при використанні *CoCrMo* ( див. рис. 3.7).

Враховуючи, що термін експлуатації ендопротеза, що містить пару *CoCrMo/ PE-UHMW* може складати до 20 років та більше, при цьому людина в середньому робить 2 млн. кроків на рік [27], можна зробити висновок, що знос компоненту *PE-UHMW* протікає досить повільно, тобто руйнування поверхонь відбувається в субмікроскопічних масштабах.

Виходячи з викладеного, на наш погляд, знос вкладиша *PE-UHMW* можна класифікувати як адгезійно-втомний.

В світі для описання процесу адгезійного зношування часто використовують закон Арчарда [129]:

$$V = k \cdot \frac{F_t \cdot S_t}{H}, \quad (6.1)$$

де  $V$  – загальний обсяг матеріалу, зношеного з поверхні, мм<sup>3</sup>;  $F_t$  – тангенціальна сила, що діє на поверхню, Н;  $S_t$  – шлях ковзання по поверхні, км;  $H$  – твердість матеріалу, що схильний до зносу, ГПа;  $k$  – безрозмірна емпірична постійна, що визначається експериментально.

Тангенціальна сила визначається як:

$$F_t = N \cdot f, \quad (6.2)$$

де  $N$  – нормальне навантаження, Н;  $f$  – коефіцієнт тертя по Кулону.

При проведенні порівняльних триботехнічних випробувань пар тертя на машині торцевого тертя умови експерименту були ідентичні і знос в кожному випадку міг би бути описаний формулою Арчарда, в якій єдина відмінність це  $F_t$ , що визначається коефіцієнтом тертя та нормальним навантаженням.

Враховуючи, що нормальне навантаження в наших випадках однакове, різницю в зносі компоненту *PE-UHMW* можна пояснити різним значенням  $f$ .

Вище наведене пояснює той факт, що при випробуваннях на стенді-імітаторі знос пари «*nitrided Grade 2 / PE-UHMW*» суттєво менший, ніж пари *CoCrMo / PE-UHMW*.

### **6.3. Розрахунок економічного ефекту від впровадження у виробництво технології виготовлення титанової головки**

Впровадження відбувалось протягом 2018 – 2019 років в умовах виробництва ТОВ «УкрБудАвтоматика», Інституту надтвердих матеріалів ім. В. М. Бакуля національної академії наук України та Фізико-механічного інституту ім. Г. В. Карпенка національної академії наук України з використанням розробленого технологічного процесу. Згідно акту впровадження (додаток К) було виготовлено п'ятдесят головок ендопротеза кульшового суглобу з титану марки *Grade 2* діаметром 28 міліметрів з посадковим конусом 12/14 для сертифікації та клінічних випробувань.

З урахуванням виготовленої кількості деталей необхідний розрахунок економічного ефекту, так само, буде проведений для головок ендопротеза кульшового суглобу в кількості п'ятдесят штук.

На момент розрахунку ринкова вартість найдешевшої головки ендопротеза кульшового суглобу виготовленої за кордоном з *CoCrMo* складає, приблизно, дев'ять тисяч чотириста п'ятдесят гривень (триста п'ятдесят доларів США). В [3] вказано, що собівартість такого виробу приблизно в чотири рази менша ніж ринкова ціна, тобто в гривнях це виражається в сумі сто вісімнадцять тисяч сто двадцять п'ять, порівняння економічного ефекту з якою і буде проводитись.

Для визначення економічного ефекту необхідно розрахувати собівартість головки ендопротеза кульшового суглобу з титану марки *Grade 2*.

Собівартість розраховується за формулою:

$$C = Z / X, \quad (6.3)$$

де  $C$  – собівартість одиниці продукції, грн;  $Z$  – сукупні витрати за період, грн;  $X$  – кількість проведеної продукції, шт. В наведеному розрахунку кількість проведеної продукції складає  $X = 50$ .

Сукупні витрати розраховуються за формулою:

$$Z = Vm + Op + Dv + A, \quad (6.4)$$

де  $Vm$  – витрати на матеріал для виробу, грн;  $Op$  – витрати на оплату праці, грн;  $Dv$  – додаткові витрати, грн;  $A$  – амортизація обладнання, грн.

На момент проведення впровадження один кілограм титанового прутка марки *Grade 2* коштував одну тисячу гривень. Згідно розробленого технологічного процесу на одну деталь необхідно триста вісімдесят грамів матеріалу. З вище наведеного:

$$Vm = 0,38Xv, \quad (6.5)$$

де  $Vm$  – витрати на матеріал, грн;  $v$  – вартість одного кілограму титану, грн.

Вийшло, що  $Vm = 0,38 * 50 * 1000 = 19000$  грн.

Для повного випуску деталі згідно технологічного процесу необхідно оплатити роботу менеджера, інженера та двох робітників. Звідси:

$$Op = Oi + Om + 2Or, \quad (6.6)$$

де  $Oi$  – оплата праці інженера, грн;  $Om$  – оплата праці менеджера, грн;  $Or$  – оплата праці робітників, грн.

Згідно внутрішнього розпорядку ТОВ «УкрБудАвтоматика» ставки оплати праці за місяць складають: інженер – дванадцять тисяч гривень; менеджер – п'ятнадцять тисяч гривень; робітник – десять тисяч гривень.

Для виготовлення партії деталей згідно розрахунку по технологічному процесу необхідно затратити вісім робочих днів, тобто  $Op = (12000/20)*8 + (15000/20)*8 + 2*(10000/20)*8 = 18800$  грн.

Нарахування на оплату праці складає 22%, тобто загальне  $Op = 22936,00$  грн.

Додаткові витрати складають:

$$Dv = Pm + Ze + Zi + Tv + Va, \quad (6.7)$$

де  $Pm$  – вартість підготовки матеріалу до обробки (відпал), грн;  $Ze$  – витрати на електроенергію, грн.;  $Zi$  – витрати на інструмент;  $Tv$  – транспортні витрати, грн;  $Va$  – витрати на азотування, грн.

Для виготовлення даної партії витрати склали:  $Pm + Ze = 3575$  грн;  $Zi = 9800$  грн;  $Tv = 500$  грн;  $Va = 52000$  грн, тобто  $Dv = 3575 + 9800 + 500 + 32237 = 46112$  грн.

Річні амортизаційні витрати вираховуємо за формулою:

$$A = V / k, \quad (6.8)$$

де  $V$  – вартість обладнання при закупівлі, грн;  $k$  – кількість років експлуатації обладнання за паспортом.

Необхідно розрахувати амортизаційні витрати токарного верстату та пічі для відпалу. Оскільки розрахунок ведеться на малу партію, то його виконано за кожен день експлуатації.

Вартість верстату  $V$  при покупці складала сто тисяч гривень з терміном експлуатації десять років. Піч була куплена за 20000 гривень з терміном експлуатації п'ять років. Видно, що річна амортизація буде відповідно десять тисяч гривень та чотири тисячі гривень. Поділивши ці значення на двісті сорок отримаємо щоденні витрати на амортизацію, тобто сорок одна гривня 67 коп. за токарний верстат та шістнадцять гривень 67 коп. за піч для відпалу.

Амортизація для виготовлення партії в п'ятдесят штук складатиме:  $A = 2 * 8 * 67,66 + 8 * 16,67 = 1215,92$  грн.

Сукупні витрати для виготовлення п'ятдесяти головок зведені в таблицю 6.1.

Таблиця 6.1

## Сукупні витрати на виготовлення деталей

№ п/п	Найменування витрат	Сума, грн.
1.	Заробітна плата	22936,00
2.	Витрати на матеріал	19000,00
3.	Додаткові витрати	46112,00
4.	Амортизація обладнання	1215,92
<b>Разом:</b>		<b>89263,92</b>

Тобто собівартість одиниці продукції, виготовленої на ТОВ «УкрБудАвтоматика» склала  $C = 89263,92/50 = 1785,28$  грн.

Планується наприкінці 2020 року на ТОВ «УкрБудАвтоматика» розпочати серійне виробництво головок ендопротеза кульшового суглобу з титану марки *Grade 2* в кількості одна тисяча п'ятсот штук на рік.

Таким чином економічний ефект від впровадження виготовлення вітчизняної головки ендопротеза кульшового суглобу в порівнянні з приблизною собівартістю закордонного виробу складе:  $2362,50 - 1785,28 = 577,22$  грн.

Особливо необхідно відзначити той факт, що від впровадження виготовлення за розробленим технологічним процесом головок ендопротеза кульшового суглобу з титану марки *Grade 2* діаметром 28 міліметрів з посадковим конусом 12/14 буде вирішена не тільки соціальна проблема великої вартості виробу, але і підвищення стійкості пари тертя та краща біосумісність матеріалу головки з організмом людини.

#### 6.4. Висновки

1. Триботехнічні випробування на стенді-імітаторі дозволили з високою точністю оцінити зносостійкість шарнірного зчленування «*nitrided Grade 2 / PE-UHMW*» та «*CoCrMo / PE-UHMW*». Отримані залежності об'ємного та гравіметричного зносу від кількості циклів навантаження апроксимуються математичними залежностями з достатньо високою точністю. Для гравіметричного зносу величина вірогідності склала 0,95 – 0,98.

2. За даними випробувань по зносостійкості пара тертя «*nitrided Grade 2 / PE-UHMW*» суттєво перевищує пару «*CoCrMo / PE-UHMW*». Гравіметричний знос компоненту *PE-UHMW* в парі «*nitrided Grade 2 / PE-UHMW*» – 1,28 мг/млн циклів, в парі «*CoCrMo / PE-UHMW*» – 4,26 мг/млн циклів, тобто в 3,3 рази менше.

3. Виходячи з того, що в шарнірному зчленуванні ендопротеза кульшового суглобу має місце циклічне прикладання навантаження, а також наявність процесів захоплювання, знос компонента *PE-UHMW* можна класифікувати, як адгезійно-втомний.

4. Менший знос компоненту *PE-UHMW* в парі «азотований титан / *PE-UHMW*» в порівнянні з *CoCrMo* / *PE-UHMW* пояснюється більшою відносною опорною довжиною профілю мікрорельєфу титанової головки, а також меншою схильністю азотованої поверхні титану до адгезійної взаємодії з *PE-UHMW*.

5. Розрахований економічний ефект від впровадження у виробництво головки ендопротеза кульшового суглобу з титану складає п'ятсот сімдесят сім гривень 22 копійки на одній деталі в порівнянні з приблизною вартістю імпортованого продукту.



## ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

В результаті виконаних досліджень вирішена актуальна науково-технічна задача, яка полягає у технологічному забезпеченні фінішної обробки деталей типу «неповна сфера» з титану марки *Grade 2* за рахунок послідовного застосування притирів з адаптивною зв'язкою та розробленої абразивної пасти, що дозволяють отримати якісну та високоточну поверхню головки ендопротеза кульшового суглобу.

1. Вперше розроблено технологію фінішної прецизійної обробки головки ендопротеза з технічно чистого титану (за схемою вільного притирання та полірування), яка базується на використанні створених нових інструментів (притирів) та полірувальної пасти, яка дозволяє отримати шорсткість поверхні на рівні  $Ra < 0,05$  з відхиленням від сферичності не більше ніж 0,01 мм без утворення дефектів оброблюваної поверхні («апельсинової кірки»).

2. Застосування абразивного композиту з адаптивними властивостями дозволило створити притири, що забезпечують обробку сферичної поверхні титану без схоплювання до шорсткості  $Ra \ 0,25$  з відхиленням від круглості менше 0,002 мм.

3. Встановлено технологічні режими ( $P = 50 - 200$  Н;  $n = 1000$  об/хв;  $Z \geq 28/20$ ) для використання розроблених притирів за технологічною схемою “вільного притирання”, а також визначено їх експлуатаційні характеристики за цих умов.

4. Використання розробленої полірувальної пасти дозволяє забезпечити ефективність обробки та формування шорсткості поверхні менше  $Ra \ 0,05$  завдяки інтенсивному механо-хімічному впливу на оброблювану поверхню.

5. Порівняльні випробування титанових головок з ТДА та комохромової головки в парі тертя з PE-UHMW на стенді-імітаторі в *Institute for Sustainable Technologies - National Research Institute, Tribology Department* (м. Радом, Польща) виявили, що використання головки з титану марки *Grade 2*,

виготовленої за розробленою технологією, підвищує ресурс шарнірного зчленування ендопротезу кульшового суглобу більш ніж в 3 рази в порівнянні з парою «*CoCrMo / PE-UHMW*».

6. За розробленим технологічним процесом в умовах виробництва ТОВ «УкрБудАвтоматика» виготовлено дослідно-промислову партію титанових головок з *Grade 2* в кількості 50 штук для клінічних випробувань і сертифікації з подальшим впровадження в медичній практиці України. Розрахований економічний ефект від впровадження у виробництво головки ендопротеза кульшового суглобу з титану складає п'ятсот сімдесят сім гривень 22 копійки на одній деталі в порівнянні з приблизною вартістю імпортованого продукту. Початок серійного виробництва головок з *Grade 2* в умовах виробничих потужностей ТОВ «УкрБудАвтоматика» планується наприкінці 2020 року.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Эволюция проблемы эндопротезирования суставов / В. А. Филиппенко, А. В. Танькут. Ортопедия // № 1, 2009.
2. Дорожкин С. В. Биоматериалы: обзор рынка / С. В. Дорожкин, Симеон Агатопоулус // Химия и жизнь. – Москва: Наука. – 2002. – № 2. – С. 8 – 10.
3. Эндопротезы тазобедренного сустава в России (философия построения имплантатов, рациональный выбор) Ал. А. Надеев, С. В. Иванников. – М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2006. – 177 с.
4. Титановые сплавы в машиностроении / Б. В. Чечулин, С. С. Ушков, И. Н. Разуваева, В. Н. Гольдфайн // Л., «Машиностроение», 1977. – 248 с.
5. Трофимов В. В. Титан, сплавы титана и их применение в стоматологии / В. В. Трофимов, О. В. Федчишин, В. А. Клименов. // Сибирский медицинский журнал. – 2009. – №7. – С. 10 – 12.
6. Пономарев М. И. Эффективность покрытий на основе вольфрама при обеспечении работоспособности подвижных узлов, изготовленных из титановых сплавов / М. И. Пономарев, А. В. Лось. // Открытые информационные и компьютерные интегрированные технологии. – 2014. – №63. – С. 91–95.
7. Ильин А. А., Бецофен С. Я., Скворцова С. В. и др. Структурные аспекты ионного азотирования титановых сплавов // Металлы. 2002. № 3. С. 6 – 15.
8. Buchanan R. A., Rigney E. D., Williams S. M. Ion implantation of surgical Ti-6Al-4V for improved resistance to wear – accelerated corrosion // J. Biomed. Mater. Res. 1990. № 21, P. 355.
9. Погрелюк І. М. Поверхнєве зміцнення титану BT1-0 за термодифузійного насичення азотом у діапазоні температур 650...750 °C / І. М. Погрелюк, С. Є. Шейкін, Д. В. Єфросінін. // Фізико-хімічна механіка матеріалів. – 2014. – №1. – С. 67–75.

10. Про працездатність шарнірного зчленування ендопротезів, які вміщують титановий та хіруленовий компоненти / В. К. Бондарь, С. Є. Шейкін, О. В. Грушко, Д. А. Сергач. // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2013. – № 4. – С. 50–55.

11. Восстановление функции конечности после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава при анкилозе / Ю. А. Барабаш, А. С. Летов, А. П. Барабаш, Г. А. Коршунова. // Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований. – 2016. – № 4. – С. 690 – 693.

12. Назаров Е. А. Применение отечественных имплантатов в эндопротезировании тазобедренного сустава / Е. А. Назаров, М. Н. Рябова. // Российский медико-биологический вестник имени академика И. П. Павлова. – 2007. – № 2. – С. 13 – 20.

13. Качество жизни пациентов после тотального цементного и бесцементного эндопротезирования тазобедренного сустава / [А. В. Федосеев, А. А. Литвинов, А. А. Чекушин и др.]. // Российский медико-биологический вестник имени академика И. П. Павлова. – 2014. – № 4. – С. 121 – 125.

14. Тотальное эндопротезирование при анкилозе тазобедренного сустава / В. П. Волошин, Д. В. Мартыненко, А. В. Натуральнов, Л. А. Шерман. // Сб. тез. IX съезда травматол.-ортопедов России. – 2010. – С. 340 – 341.

15. Twenty five year survivorship of two southand consecutive primary Charnley total hip replacements: factors affecting survivorship of acetabular and femoral components / [D. J. Berry, W. S. Harmsen, M. E. Cabanela ets.]. // J Bone Joint Surg. Am. – 2002. – № 84. – P. 171 – 177.

16. Рябова М. Н. Асептическая нестабильность ацетабулярного компонента при бесцементном эндопротезировании тазобедренного сустава / М. Н. Рябова. // Наука молодых (Eruditio Juvenium). – 2016. – № 4. – С. 117 – 125.

17. Nicholson J. Current trends in biomaterials // Materials Today, 1998, V. 1, N 2, p. 6–8.

18. Пинчук Л. С., Николаев В. И., Цветкова Е. А. Эндопротезирование

суставов: технические и медико-биологические аспекты. – Гомель: ИММС НАНБ, 2003. – 300 с.: ил. 112.

19. Jaroszyk F. – red.: Biofizyka. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2002, 411 – 436.

20. Korzyński M., Cwanek J.: Staw biodrowy człowieka z punktu widzenia mechaniki. *Mechanika w Medycynie* 3 (1996), 292 – 293.

21. Sotirow B.: Uwagi na temat biomechaniki stawu biodrowego. *Chirurgia Narządów i Ortopedia Polska* 2 (1981).

22. Gierzyńska-Dolna M.: Problemy tribologiczne w naturalnych i zastępczych stawach człowieka. *Inżynieria Biomateriałów* 1 (1997), 8 – 12.

23. Garlicki M., Kreczko R.: *Arthrosis Deformans Coxae*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1974.

24. Cwanek J., Cisek Z., Korzyński M.: Tribologia idiopatycznej postaci choroby zwyrodnieniowej biodra. *Tribologia – teoria i praktyka* 2 (1992), 42 – 45.

25. Wislicki B.: O podobieństwie procesów tribologicznych w technicznych węzłach twarda i stawach człowieka. *Zagadnienia Eksploatacji Maszyn, Zeszyt 3/43* (1980), 309 – 325.

26. *Definitions in Biomaterials* / Ed. by D. F. Williams. – Amsterdam: Elsevier, 1987. – 280 p.

27. Н. В. Новиков, О. О. Розенберг, Й. Гавлик, и др. Эндопротезы суставов человека: материалы и технологии Монография / Под ред. Н. В. Новикова, О. О. Розенберга, Й. Гавлика. – Киев: ИСМ НАН Украины, 2011. – 528 с.

28. Janusz Cwanek. Przydatność parametrów struktury geometrii powierzchni do oceny stopnia zużycia sztucznych stawów biodrowych // *Rzeszow*-2009, 190 s.

29. Mendenhall S. Hospital resources and implant cost management – a 2007 update. *Orthop Network News* 2008; 19 (3): 13 – 19.

30. UHMWPE biomaterials handbook. Second edition. / Ed. by Steven M. Kurtz. – California: Elsevier, 2009. – 543 p.

31. В. А. Филиппенко. Различные пары трения эндопротезов тазобедренного сустава / Ортопедия, травматология и протезирование. 2013. № 3: с. 66 – 69.
32. Повышение работоспособности пары трения титан–хирулен / С. Е. Шейкин, А. В. Рутковский, И. Ю. Ростоцкий, Д. В. Ефросинин, В. К. Бондарь // Фізико-хімічна механіка матеріалів. — 2012. — Т. 48, № 1. — С. 106-110.
33. Иголкин А. И. Титан в медицине. / Титан. 1993. № 1. с. 86 – 90.
34. On the effectiveness of commercially pure titanium–chirulen endoprosthetic friction pairs / I. M. Pohrelyuk, S. E. Sheykin, A. G. Mamalis // Journal of Biological Physics and Chemistry 14 (2014). P. 11 – 17.
35. Increasing of functionality of c. p. titanium/UHMWPE tribo-pairs by thermodiffusion nitriding of titanium component / I. M. Pohrelyuk, S. E. Sheykin, S. M. Dub and etc. // Biotribology Volume 7, September 2016, Pages 38 – 45.
36. ISO 7206-2:2011. Implants for surgery – Partial and total hip joint prostheses – Part 2: Articulating surfaces made of metallic, ceramic and plastics materials.
37. В. Г. Зубаков, Семибратов М. Н., Штандель С. К. Технология обработки оптических деталей / Под ред. М. Н. Семибрата. – М.: Машиностроение, 1985. – 368 с.
38. Ардамацкий А. Л. Алмазная обработка оптических деталей. – Л.: Машиностроение, 1978. – 232 с.
39. Цеснек Л. С. Механика и микрофизика истирания поверхностей. – М.: Машиностроение, 1979. – 264 с.
40. Справочник технолога-оптика: Справ. / Под общ. ред. С. М. Кузнецова, М. А. Окатова. – Л.: Машиностроение (ЛО), 1983. – 414 с.
41. Поперенко Л. В., Філатов Ю. Д. Технологія обробки оптичних поверхонь. – Київ: Видавничо-поліграф. центр «Київський університет», 2004. – 166 с.
42. Орлов П. Н. Технологическое обеспечение качества деталей методами доводки. – М.: Машиностроение, 1988. – 383 с.

43. Рогов В. В. Финишная алмазно-абразивная обработка неметаллических деталей. – Київ: Наук. думка, 1985. – 264 с.
44. Филонов И. П., Климович Ф. Ф., Козерук А. С. Управление формообразованием прецизионных поверхностей деталей машин и приборов. – Мн.: Дизайн, 1995. – 208 с.
45. Рогов В. В., Филатов Ю. Д. Прецизионное формообразование плоских, сферических, цилиндрических и шарообразных поверхностей оптических элементов // Формообразование оптических поверхностей: В 2 т. / Труды междунар. академии «Континант»: Рос. отд. – М.: Континант, 2005. – Т. 1. – С. 28 – 91.
46. Сохань С. В. Технология алмазной прецизионной обработки керамических головок эндопротезов суставов Сохань // Технологии механической обработки материалов: Сб. науч. тр. (сер. процессы механической обработки, станки и инструменты) / Отв. ред. Н. В. Новиков, ИСМ им. В. Н. Бакуля. – Київ: 2006. – С. 104 – 112.
47. Сохань С. В. Наукові основи формоутворення прецизійних керамічних виробів спрямованою зміною швидкісно-силових параметрів процесу алмазного доведення: Автореф. дис. ... докт. техн. наук. – Київ, 2007. – 36 с.
48. Сохань С. В. О поле скорости резания при абразивной обработке шарообразных деталей // Сверхтв. Материалы. – 1999. – № 5. – С. 49 – 56.
49. Boutin P. Arthroplastie totale de la hanche par protheses en alumina fritte // Clinical orthopedics and related research. – 2000. – 379. – P. 4 – 11.
50. Zeibig A., Lubner H. Bioceramics hip joints components – industrial production and testing procedures to ensure high function reliability // Ceramics in Surgery / Ed. P. Vincenzini. – Amsterdam: Elsevier, 1983. – P. 267 – 275.
51. Пузирьов О. Л. Підвищення ефективності процесу алмазного доведення сферичної поверхні деталі з кераміки медичного призначення введенням додаткового обертального руху: Автореф. дис. ... канд. техн. наук. – Київ, 2007. – 20 с.

52. Деклараційний патент на корисну модель UA 11738 U, B24B11/10. Спосіб обробки сферичних поверхонь / О. О. Розенберг, С. В. Сохань, О. Л. Пузирьов; Інститут надтвердих матеріалів ім. В. М. Бакуля НАН України. – Заявл. 30.05.2005; Опубл. 16.01.2006, Бюл. № 1.

53. Пузирьов О. Л. Підвищення ефективності процесу алмазного доведення сферичної поверхні деталі з кераміки медичного призначення // Породоразрушающий и металлообрабатывающий инструмент – техника и технология его изготовления и применения: Сб. науч. Трудов. – Киев: ИСМ им. В. М. Бакуля НАН Украины, 2007. – Вып. 10. – С. 435 – 442.

54. Старшев Д. В. Совершенствование процесса шлифования титановых сплавов прерывистыми кругами на базе математического моделирования механики и теплофизики процесса: Автореф. дис. ... канд. техн. наук. – Ижевск, 2006. – 20 с.

55. Реченко Д. С. Обработка титановых и жаропрочных сплавов высокоскоростным шлифованием / Д. С. Реченко. // Омский научный вестник. – 2008. – № 4 (73). – С. 59 – 61.

56. Смирнов В. А. Шлифование прерывистыми кругами с упругодемпфирующими элементами. – СПб.: Политехника, 2011. – 91 с.

57. Electrochemical Polishing of Metallic Titanium in Ionic Liquid / [T. Uda, K. Tsushimoto, H. Nakagawa ets.]. // Materials Transactions. – 2011. – P. 2061 – 2066.

58. Effect of Chemical Polishing in Titanium Materials for Low Outgassing / [K. Ishizawa, H. Kurisu, S. Yamamoto ets.]. // Journal of Physics. – 2008. – P. 1 – 4.

59. Effect of Different Polishing Methods on Anodic Titanium Dioxide Formation / M.Jarosz, J. Kapusta-Kołodziej, M. Jaskuła, D. Sulka. // Journal of Nanomaterials. – 2015. – P. 10.

60. Electropolishing of Titanium Base Alloys / [D. Greis, Cincinnati, R. Don H. Greis, Edward Thompson ets.]. // United States Patent Office. – 1963. – № 3. – P. 4.



61. Electropolishing of titanium alloy under hydrodynamic mode / [H. Pei, L. Junhui, H. Lianhuan ets.]. // SCIENCE CHINA Chemistry. – 2016. – № 59 (11). – P. 1525–1528.
62. Арзамасов Б. Н. Повышение износостойкости титановых сплавов методом ионной химико-термической обработки / Б. Н. Арзамасов, В. И. Громов // Трение и износ. – 1998. – № 19. – С. 224 – 226.
63. Шашков Д. П. Влияние азотирования на механические свойства и износостойкость титановых сплавов / Д. П. Шашков // Металловедение и термическая обработка металлов – 2001. – № 6. – С. 20 – 28.
64. Galliano F. Tribocorrosion behavior of plasma nitrided Ti–6Al–4V alloy in neutral NaCl solution / E. Galvanetto, S. Mischler, D. Landolt // Surface and Coating Technology. – 2001. – Vol. 145. – Is.1 – 3. – P. 121 – 131.
65. Yilbas B. S. Plasma nitriding of Ti-6Al-4V alloy to improve tribological properties / B. S. Yilbas, A. Z. Sahin, F. Z. Al-Garni [et al.] // Surface and Coatings Technology. – 1996. – Vol. 80. – Is. 3. – P. 287 – 292.
66. Тененбаум М. М. Сопротивление абразивному изнашиванию / М. М. Тененбаум – М.: Машиностроение, 1976. – с. 149 – 154.
67. Gokul Lakshmi S. In vitro corrosion Ti-6Al-7Nb orthopedic alloy in Hanks solution / Lakshmi S. Gokul, V. Raman, N. Rajendran, M. A. K. Babi, D. Avivuoli // Science and Technology of Advanced Materials. – 2003. – Vol. 4. – Is. 5. – P. 415 – 418.
68. Galvanetto E. Corrosion resistance properties of plasma nitrided Ti–6Al–4V alloy in hydrochloric acid solutions / E. Galvanetto, F. P. Galliano, A. Fossati, F. Borgioli // Corrosion Science. – 2002. – Vol. 44. – Is. 7. – P. 1593 – 1606.
69. Budzynski P. Surface modification of Ti–6Al–4V alloy by nitrogen ion implantation / P. Budzynski, A. Youssef, J. Sielanko // Wear 261. – 2006. – P. 1271 – 1276.
70. Панайоти Т. А. Особенности формирования диффузионных слоев при ионном азотировании  $\alpha$ - и  $(\alpha+\beta)$  – титановых сплавов в интервале температур от 500 до 1000 °С / Т. А. Панайоти, Г. В. Соловьев //

Металловедение и термическая обработка металлов. – 1994. – № 5. – С. 34 – 37.

71. Давыдова Г. С. Влияние технологии низкотемпературного ионного азотирования на структуру и свойства сплавов титана и сталей: автореф. дис. на соискание ученой степени канд. техн. наук: 05.02.01, 05.16.06. «Материаловедение», «Трение и износ в машинах» / Г. С. Давыдова. – М., 2000. – 23 с.

72. Панайоти Т. А. Структура, фазовый состав и твердость азотированного титана / Т. А. Панайоти, Г. В. Соловьев // *Металловедение и термическая обработка металлов.* – 1992. – № 9. – С. 34 – 38.

73. Панайоти Т. А. Создание максимальной насыщающей способности газовой среды при ионном азотировании сплавов / Т. А. Панайоти // *Физика и химия обработки материалов.* – 2003. – № 4. – С. 70 – 78.

74. Лахтин Ю. М. Влияние азотирования в тлеющем разряде на фазовый состав и пластичность диффузионного слоя / Ю. М. Лахтин // *Электронная обработка материалов.* – 1980. – № 1. – С. 39 – 45.

75. Gokul Lakshmi S. Tribological behaviour of plasma nitrided Ti-5Al-2Nb-1Ta alloy against UHMWPE / Lakshmi S. Gokul, D. Arivuoli / *Tribology International.* – 2004. V. 37. – P. 627 – 631.

76. Kapczinski M.P. Surface Modification of Titanium by Plasma Nitriding / M. P. Kapczinski, C. Gil, E. J. Kinast, C. Alberto dos Santos // *Materials Research.* – 2003. – Vol. 6. – No. 2. – P. 265 – 271.

77. Погрелюк И. Н. Применение комбинированных методов азотирования для формирования износостойких покрытий на титановых сплавах / И. Н. Погрелюк, О. И. Яськив, В. Н. Федирко [и др.]. // *Упрочняющие технологии и покрытия.* – 2007. – № 7. – С. 29 – 33.

78. Федірко В. М. Азотування як метод підвищення зносостійкості титану та сплавів на його основі / В. М. Федірко, І. М. Погрелюк, О. І. Яськів // *Проблеми трибології.* – 1996. – № 2. – С. 52 – 56.

79. Федирко В. Н. О кинетике азотирования титановых сплавов при температуре 1173 К / В. Н. Федирко, И. Н. Погрелюк // *Физико-химическая*

механика материалов. – 1983. – № 6. – С. 33 – 35.

80. Арзамасов Б. Н. Влияние режимов ионного азотирования на структуру и свойства титановых сплавов / Б. Н. Арзамасов, В. И. Громов, М. Д. Сосков // *Металловедение и термическая обработка металлов*. – 1996. – № 5. – С. 26 – 28.

81. Горынин И. В., Чечулин Б. Б. Титан в машиностроении. М.: Машиностроение, 1990. 400 с.

82. Brunette D. M., Tengvall P., Textor M., Thomsen P. *Titanium in medicine*. В. – N. Y.: Springer-Verlag-Heidelberg, 2001. 1019 p.

83. Федирко В. Н., Погрелюк И. Н., Яскив О. И., Завербный Д. М. Коррозионное поведение титановых сплавов с нитридными пленками в растворах соляной кислоты // *Защита металлов*. 1999. Т. 35. № 3. С. 293 – 295.

84. Арзамасов Б. Н., Братухин А. Г., Елисеев Ю. С., Панайоти Т. А. Ионная химико-термическая обработка сплавов М.: МГТУ им. Баумана, 1999. 400 с.

85. Itoh Y., Itoh A., Azuma H., Hioki T. Improving the tribological properties of Ti-6Al-4V alloy by nitrogen ion implantation // *Surf. Coat. Technol.* 1999. V. 111. P. 172 – 176.

86. Ляшенко Б. А. Применение ионно-плазменного термоциклического азотирования для повышения прочности технологического оборудования / Б. А. Ляшенко, А. В. Рутковский, А. Ю. Кумуржи. // *Науковий вісник Херсонської державної морської академії*. – 2013. – С. 191–196.

87. Федирко В. Н., Погрелюк И. Н., Яськов О. И. Формирование на титане функциональных покрытий на основе соединений внедрения при термодиффузионном насыщении // *Физ. – хим. механика материалов*. 2006. № 3. С. 17 – 26.

88. Ильин А. А., Скворцова С. В., Лукина Е. А. и др. Низкотемпературное ионное азотирование имплантатов из титанового сплава BT20 в различных структурных состояниях // *Металлы*. 2005. № 2. С. 38 – 44.

89. Ильин А. А., Спектор В. С., Петров Л. М. Количественная оценка обеспечения работоспособности титановых сплавов методами вакуумной ионно-плазменной обработки // *Авиац. Пром-сть* 2005. № 2. С. 27 – 32.
90. Влияние фазового состава и структуры на взаимодействие титановых сплавов с азотом при низкотемпературном ионном азотировании / [А. А. Ильин, С. В. Скворцова, Л. М. Петров и др.]. // *Металлы*. – 2006. – № 5. – С. 40–46.
91. Kehler B. A., Baker N. P. et al. Tribological behavior of high-density polyethylene in dry sliding contact with ion-implanted CoCrMo // *Surf. Coat. Technol.* 1999. V. 114. P. 19 – 28.
92. *ASTM F732-82 Evaluation of Friction and Wear Properties of Polymeric Materials for Use in Total Joint Prostheses Using Micro-Tribometer mod. CETR-UMT 2 ASTM F732-82 (reapproved 1991).*
93. Трибологические принципы создания препаратов на основе сыворотки крови как жидкокристаллической среды для лечебной коррекции синовиальных суставов / С. Ф. Ермаков, А. В. Белецкий // *Трение и износ*. – 2011– т. 32. – № 1 – С. 65 – 71.
94. Крагельский И. В. Трение и износ. – М.: Машиностроение. – 1968.
95. Методика исследования трибологических характеристик материалов на машине трения / С. Ю. Перепелкина, П. П. Коваленко, Р. В. Печенко, К. А. Нуждин. // *Изв. Вузов Приборостроение*. – 2016. – С. 636 – 640.
96. Ильин А. А., Колачев Б. А., Полькин И. С. Титановые сплавы. Состав, структура, свойства. Справочник. – М. ВИС – МАТИ, 2009. – 520 с.
97. ISO 5832-12:2007 "Implants for surgery - Metallic materials - Part 12: Wrought cobalt-chromium-molybdenum alloy"
98. ГОСТ 5949-75 Сталь сортовая и калиброванная коррозионностойкая, жаростойкая и жаропрочная
99. Gierzyńska-Dolna M.: *Biotribologia*, Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowawa, 2002.
100. Справочник ВИАМ «Авиационные материалы». Том № 5. Москва.

ВИАМ. 1975. – 1062 с.

101. K. Stout, L. Blunt. Application of 3D topography to bio-engineering // Tools Manufact. – 1995. – V. 35, № 2. – P. 219 – 229.

102. P. Pawlus. Digitisation of surface topography measurement results // Measurement. – 2007. – V. 40. – P. 672 – 686.

103. H. Czichos, T. Saito, L. Smith. Springer handbook of materials measurement methods. – London. Springer. 2006. – 1208 p.

104. Miyoshi K. Surface characterization techniques: an overview. – NASA/TM – 2002-211497, Glenn Research Center of NASA. – July 2002. – 45 p.

105. Игнатович С. Р., Шмаров В. Н., Закиев И. М., Закиев В. И. Профилометр для контроля микро / нано топографии поверхности методом оптической интерферометрии // Нанотехнологии Сб. докл. харьковской нанотехнологической ассамблеи – 2008. – Харьков: ХФТИ, 2008. – Т. 1. – С. 202 – 205.

106. Погрелюк І. М. Фізико-хімічні основи інтенсифікації процесу азотування титанових сплавів та конструювання зміцнених шарів з підвищеною зносо-та корозійною тривкістю: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня докт. техн. наук: спец. 05.02.01 «Матеріалознавство» / Погрелюк Ірина Миколаївна – Львів, 2001. – 31 с.

107. ISO 2435 – 73 Gaseous and liquid nitrogen. Specifications

108. ISO 14242-1 Implants for surgery – Wear of total hip-joint prostheses.

109. Ю. М. Чернякова, Л. С. Пинчук. Синовиальный сустав как умный узел трения / Трение и износ. – 2007 – т. 28. – № 4 – С. 410 – 417.

110. С. Ф. Ермаков. Трибофизика жидких кристаллов. – 2008. – Гомель: ИММС НАН Беларуси. – 232 с.

111. О выборе смазывающей жидкости для триботехнических испытаний пар трения искусственных суставов / [С. Е. Шейкин, С. Ф. Ермаков, Ю. А. Цеханов та ін.] // Вісник СевНТУ. – 2013. – № 137. – с. 137-141.

112. Шепелев А. А., Пасичный О. О. Технология алмазной обработки

деталей типа «шар» из конструкционной керамики // Сверхтв. Материалы. – 2000. – № 2. – С. 81 – 84.

113. ГОСТ 21445-84 Материалы и инструменты абразивные. Обработка абразивная. Термины и определения

114. Кащук А. В., Верещагин А. Б. Справочник шлифовщика. – М.: Машиностроение, 1988. – 478 с.

115. Армарего И. Дж. А., Браун Р. Х. Обработка металлов резанием. – М.: Машиностроение, 1977. – 325 с.

116. Захаренко И. П., Савченко Ю. Я., Лавриненко В. И. Возможности электролитической обработки инструмента из быстрорежущих сталей кругами из КНБ // Размерная электрохимическая обработка деталей машин. – Тула: ТПИ. – 1980. – С. 339-342.

117. Королев А. В., Новоселов Ю. К. Теоретико-вероятностные основы абразивной обработки. Часть 2. Взаимодействие инструмента и заготовки при абразивной обработке. – Саратов: Изд-во Саратов. У-та. – 1989. – 160 с.

118. Дегтяренко С. М. Расчет геометрических параметров кругов с прерывистой режущей поверхностью // Станки и инструмент. – 1986. - № 6. – с. 19-20.

119. Создание и применение алмазосодержащих инструментальных материалов на основе сетчатых ионно-ковалентных структур с эффектом реакционного самоармирования / [Е. А. Пащенко, С. А. Кухаренко, О. В. Лажевская и др.]. – Киев, 2010. – 164 с. – (ИСМ им. В. Н. Бакуля НАН Украины).

120. Соппротивление материалов / Под ред. Акад. АН УССР Писаренко Г. С. – 5-е изд., перераб. и доп. – К.: Вища школа, 1986. – 775 с.

121. Прочность, устойчивость, колебания – Справочник в трех томах. Том 2. – Под ред. И. А. Биргера и Я. Г. Пановко. – Москва, "Машиностроение", 1968. – 463 с.

122. Каплун А. Б., Морозов Е. М., Олферова М. А. ANSYS в руках инженера: Практическое руководство. – М.: Едиториал УРСС, 2003. – 272 с.

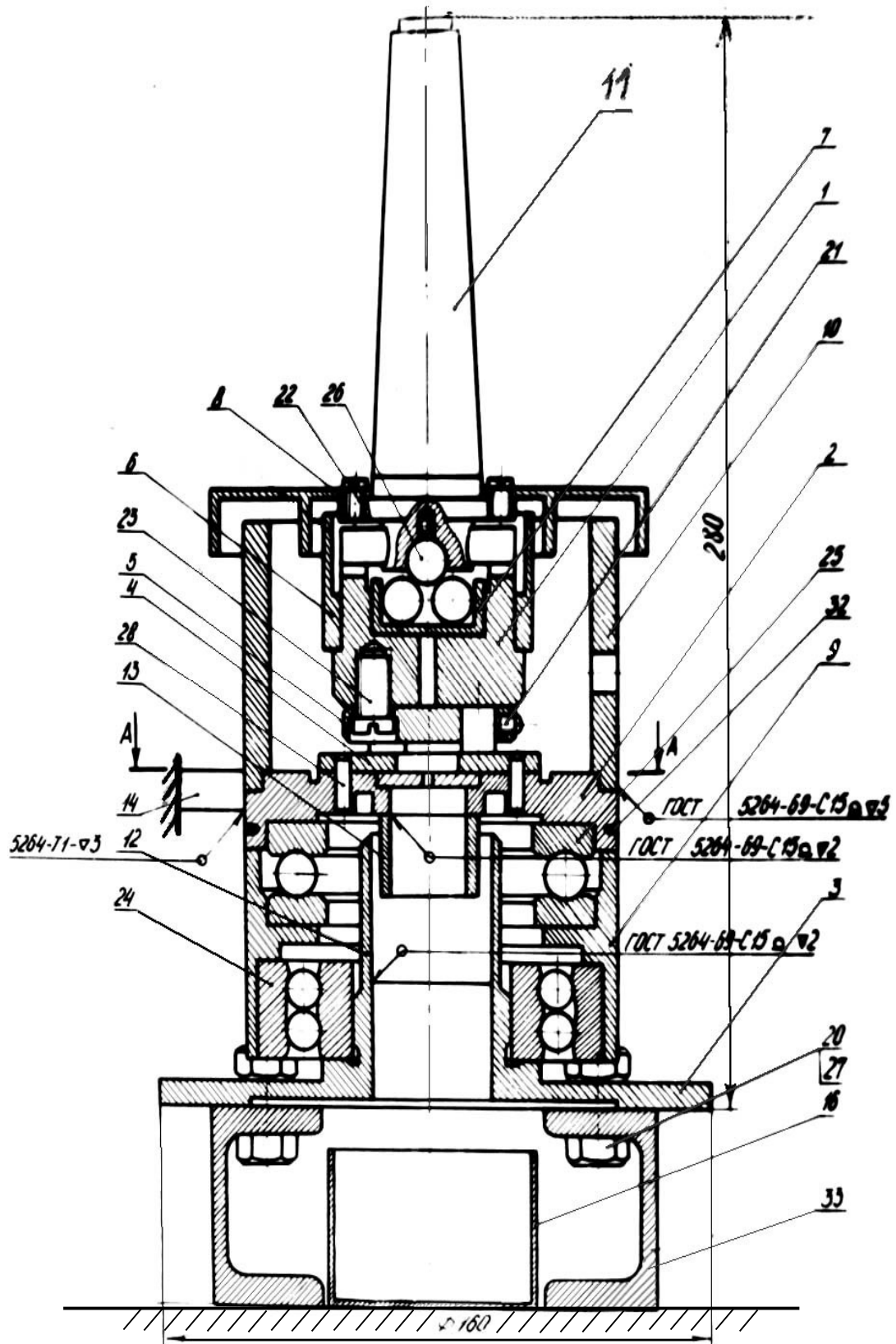
123. Сидняев Н. И. Введение в теорию планирования эксперимента / Н. И. Сидняев, Н. Т. Вилисова. – Москва: МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2011. – 463 с.
124. Лавріненко В. І. Надтверді абразивні матеріали в механообробці: енциклопедичний довідник / В. І. Лавріненко, М. В. Новіков. – Київ: ІНМ ім. В. М. Бакуля НАН України, 2013. – 456 с.
125. Тимчик Г. С., Філіппова М. В., Маркін М. О. Технологія оптичного виробництва. Навчальний посібник для студентів ВНЗ / Під заг. ред. Г. С. Тимчика – К.: НТУУ "КПІ", 2016. – 168 с.
126. Cooper J. R., Dowson D., Fisher J. Macroscopic and microscopic wear mechanisms in ultra-high molecular weight polyethylene // *Wear*, 1993, V. 162–164, p. 378–384.
127. Levitin M. Friction reduction in hip implants treated with regular microrelief. – Haifa: Regmi – Tech, 1997. – 12 p.
128. Гаркунов Д. Н. Триботехника (износ и безизносность): Учебник. — 4-е изд., перераб. и доп. — М.: «Издательство МСХА», 2001. – 616 с.
129. Archard J. F., Wear theory and mechanisms. In *Wear control handbook*. – American Society of Mechanical Engineers. – 1980.

## Додатки



## Додаток А

## Ескіз машини торцевого тертя



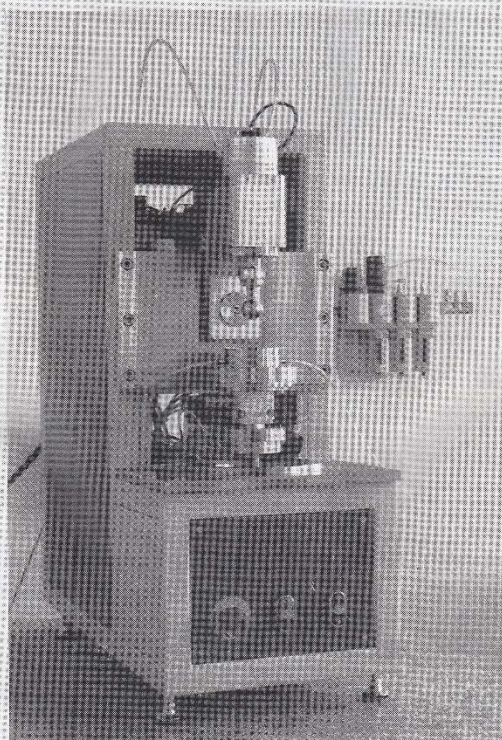
Додаток Б

Технічний паспорт симулятору Т-24

PROGRAM WIELOLETNI PW-004  
PN. „DOSKONALENIE SYSTEMÓW ROZWOJU  
INNOWACYJNOŚCI W PRODUKCJI EKSPLOATACJI  
W LATACH 2004-2008”



# SYMULATOR DO BADAŃ ZŁOŻONYCH, SFERYCZNYCH UKŁADÓW KINEMATYCZNYCH T-24



INSTYTUT TECHNOLOGII EKSPLOATACJI PAŃSTWOWY INSTYTUT BADAWCZY  
UL. PUŁASKIEGO 6/10 26-600 RADOM  
WYKONAWCA

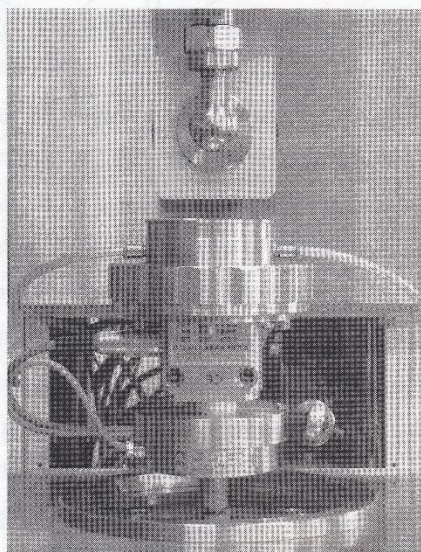
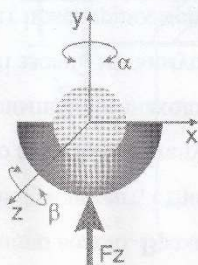
INSTYTUT TECHNOLOGII EKSPLOATACJI PAŃSTWOWY INSTYTUT BADAWCZY RADOM  
GŁÓWNY REALIZATOR PROGRAMU WIELOLETNIEGO



## CHARAKTERYSTYKA URZĄDZENIA

Symulator do badań złożonych, sferycznych układów kinematycznych T-24 przeznaczony jest do badania charakterystyk tribologicznych materiałów stosowanych na przeguby kuliste, ze szczególnym uwzględnieniem tzw. biomateriałów przeznaczonych na elementy endoprotez stawu biodrowego człowieka. Kinematyka urządzenia umożliwia uzyskanie warunków symulujących pracę złożonych, sferycznych układów kinematycznych o trzech stopniach swobody. Pozwala na lepsze, niż w modelowych skojarzeniach odwzorowanie warunków pracy pary tarczej, a w konsekwencji na trafniejszy dobór materiałów oraz środków smarowych, zapewniających podwyższenie odporności na zużycie oraz zmniejszenie oporów ruchu.

Ruch wahadłowy kuli przegubu realizowany jest w dwóch prostopadłych osiach, dzięki współpracy dwóch serwonapędów. Docisk panewki do poruszającej się kuli realizowany jest za pomocą siłownika pneumatycznego sterowanego poprzez zawór proporcjonalny ciśnienia i umożliwia odtwarzanie zadanej charakterystyki obciążenia symulującego np. chód człowieka.



System sterująco-pomiarowy urządzenia umożliwia:

- zadawanie parametrów ruchu wahadłowego (kąt, czas cyklu, ilość powtórzeń), za pomocą dwóch serw, w osi y oraz w osi z,
- zadawanie charakterystyki obciążenia za pomocą docisku pneumatycznego ( $F_z$ ),
- pomiar i akwizycję sygnałów z przetworników (siła, moment, temperatura czynnika smarującego) oraz zliczanie cykli pomiarowych.

Zmierzone wielkości podczas biegu wyświetlane są na ekranie komputera.

### PARAMETRY TECHNICZNE URZĄDZENIA

Zakresy obciążenia i warunki badań, zawarte są w przedziałach:

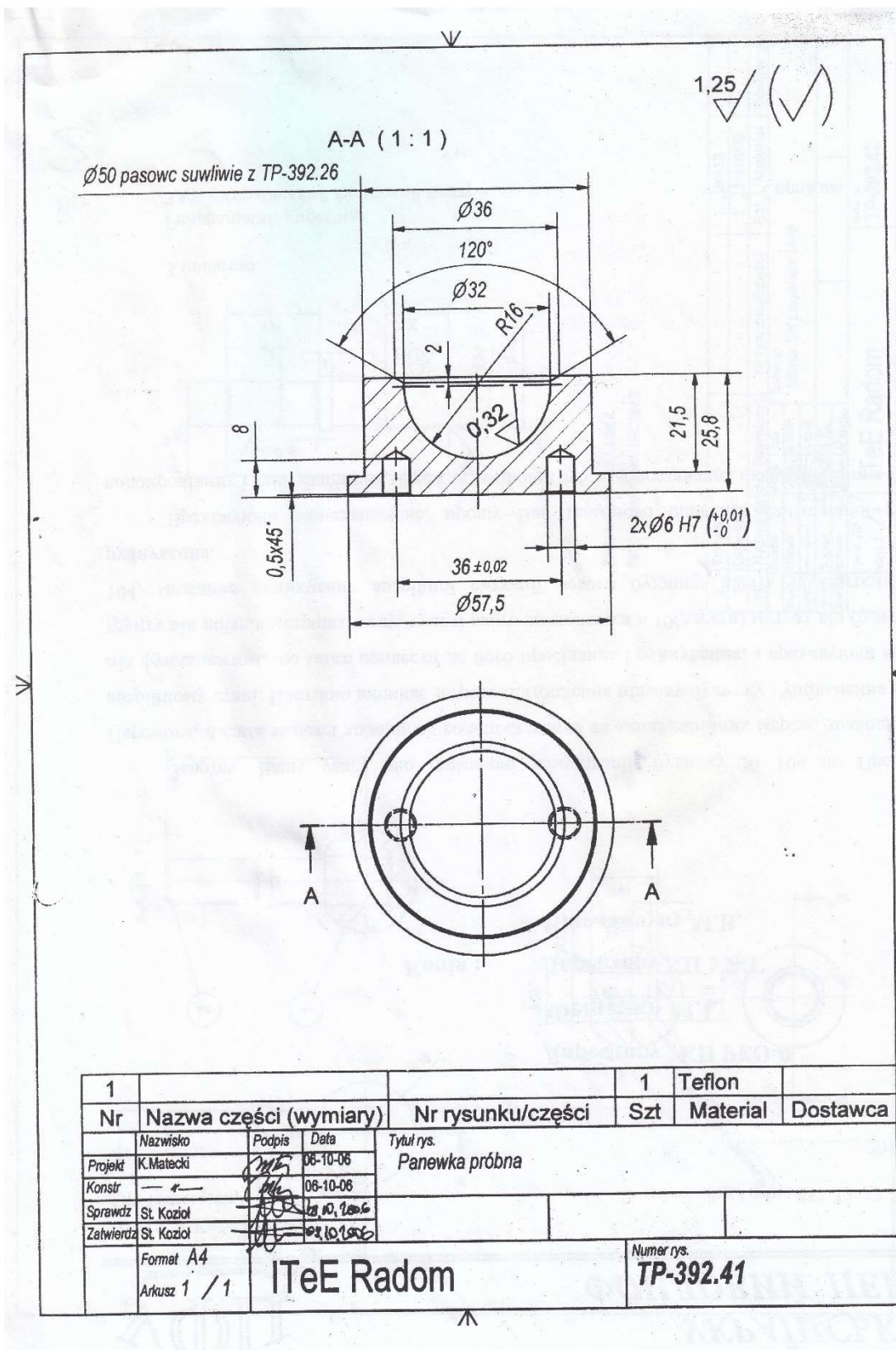
Obciążenie:	0,5 ÷ 3,2 kN,
Zakres ruchu rotacyjno-rewersyjnego	-65 ÷ +65°,
Zakres ruchu wahadłowego	-25 ÷ +25°,
Częstotliwość rotacji	do 2 Hz,
Stabilizowana temperatura medium smarującego	40°C

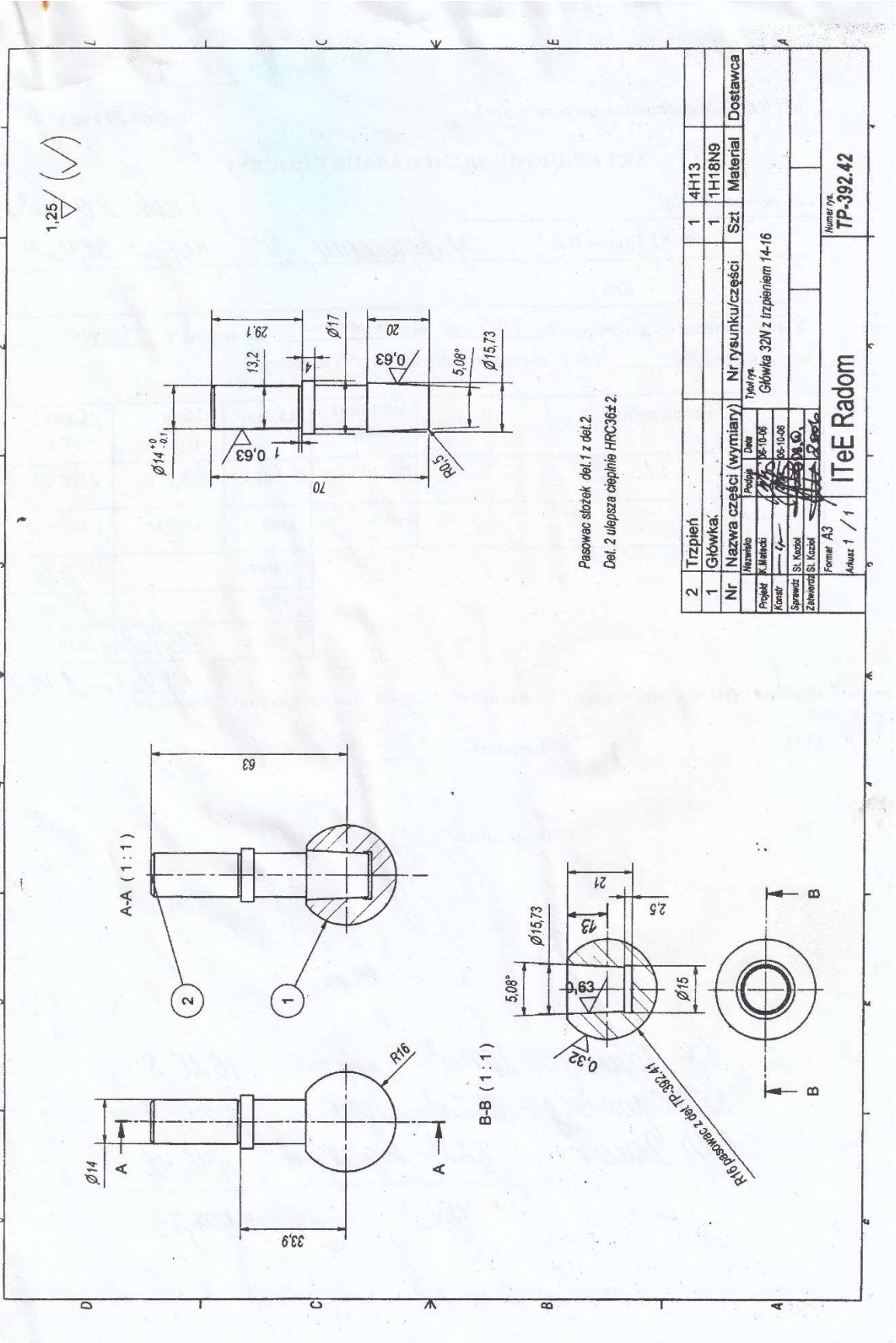
Ciągły pomiar i rejestracja na dysku komputera:

- siły obciążającej,
- oporów ruchu,
- temperatury medium smarującego,
- całkowitej liczby cykli.

Gabaryty urządzenia (SxWxG)	0,40x1,05x0,85 m
Masa urządzenia	~ 120 kg
Zasilanie	220 V/50 Hz
Maksymalny pobór mocy	1,2 kW







## Додаток В

## Патент на корисну модель



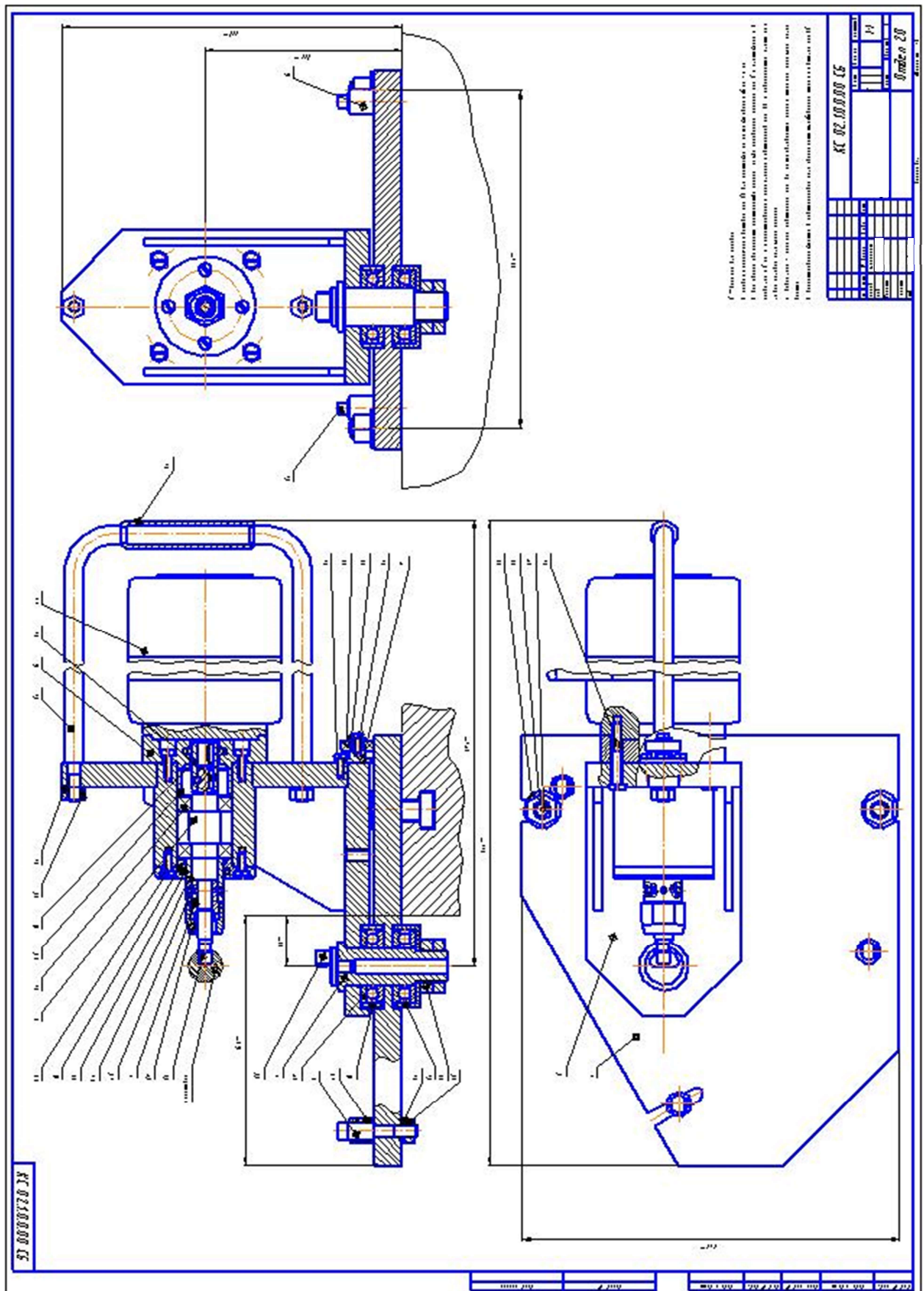


Додаток Г  
Патент на винахід



Додаток Д

Складальне креслення пристрою для полірування сферичної поверхні  
головки ендопротеза кульшового суглобу





Додаток Ж

Технологічний процес для виготовлення головки ендопротеза кульшового  
суглобу з *Grade 2*

ИСМ						25	
им. В.Н. Бакуля							
				О <sub>1</sub>			

НАЦИОНАЛЬНАЯ АКАДЕМИЯ  
НАУК УКРАИНЫ

СОГЛАСОВАНО  
Вед. н. с. отдела № 20, д-р. техн. наук,  
Шейкин С.Е.

Зам. нач. отдела № 20 Студенец С.Ф.

Н. контроль Тимошенко Л. М.

КОМПЛЕКТ ДОКУМЕНТОВ  
на технологический процесс  
механической обработки  
(опытный)  
головка эндопротеза тазобедренного сустава из ВТ1-0

УТВЕРЖДАЮ  
Зам. директора института,  
д-р техн. наук, проф. Клименко С.А.

ТЛ



Разраб.	Ефросинин	Д.В.		ИСМ						7	1				
Пров.	Мельниченко В.В.	М.В.		им. В.Н. Бакуля											
Н. контр.	Тимошенко Л.М.	Л.М.				Головка эндопротеза тазобедренного сустава из ВТ1-0		О <sub>1</sub>							
M01	Пруток ВТ1-0 ГОСТ 19807-91														
M02	Код	ЕВ	МД	ЕН	Н. расх.	КИМ	Код загот.	Профиль и размеры			КД	МЗ			
	Кг	0,05	100		0,13		прокат	Пруток Ø40x55			1	0,38			
A	Цех	Уч.	РМ	Опер.	Код, наименование операции		Обозначение документа								
B	Код, наименование оборудования				СМ	Проф.	Р	УТ	КР	КОИД	ЕН	ОП	Кшт.	Тп.з.	Тшт.
A 20	005				Токарная										
B 04	1K62								1	1	100		40		145,1
O 05	Подрезать торец выдерживая размер L=35±1														
T 06	Резец правый проходной отогнутый; ШЦЦ-I-150 (0,01) штангенциркуль														
07															
A 08	20				010		Токарная								
B 09	1K62								1	1	100		31		112,27
O 10															
T 11	Резец отрезной; ШЦЦ-I-150 (0,01) штангенциркуль														
12															
A 13	20				015		Токарная								
B 14	1K62								1	1	100		31,8		95,54
МК															
	2														

















[illegible]







[illegible]







Разраб.	Ефросинин	ИСКМ	1
Пров.	Мельниченко В.В.	им. В.Н. Бакуля	
Н. контр.	Тимошенко Л.М.	Головка эндопротеза тазобедренного сустава из ВТ1-0	025

√Ra 3,2

12,5 ± 0,019

18,5

Наименование операции										Материал		
Токарная										ВТ1-0		
Твердость	ЕВ	МД	Профиль и размеры				МЗ	КОИД				
160 НВ	кГ	0,05	Пруток Ø40x55				0,329	1				
Оборудование, устройство ЧПУ										Обозначение программы		
1K62												
То	Тв	Тп.з.	Тшт.									
0,2	1	0,36	1,3									
Д или В	L	t	i	s	n	V						
ПИ												
О 01	Сверлить отверстие выдерживая размеры 1 и 2											
Т 02	сверло; ШЦЦ-I-150 (0,01) Штангенцикуль											
Р 03						315	39					
04												
О 05	Контроль исполнителем											
06												
07												
08												
09												
10												
ОК										13		



Разраб.	Ефросинин	ИСМ им. В.Н. Бакуля	Головка эндопротеза тазобедренного сустава из ВТ1-0	20	030			
Пров.	Мельниченко В.В.							
Н. контр.	Тимошенко Л.М.							
			Наименование операции					
			Токарная					
			Твердость	ЕВ	МД	Профиль и размеры	МЗ	КОИД
			160 HB	κГ	0,05	Пруток Ø40x55	0,3	1
			Оборудование, устройство ЧПУ			Обозначение программы		
			1K62					
			То	Тв	Тпз.	Тшт.	СОТС	
			0,66	0,33	0,3	1,07		
Р	ПИ		Д или В	L	t	i	s	p
О 01	Расточить отверстие выдерживая размер 1							
Т 02	резец расточной; калибр пробка							
Р 03	1							
04	315							
05	39							
06	Контроль исполнителем							
07								
08								
09								
10								
ОК			14					





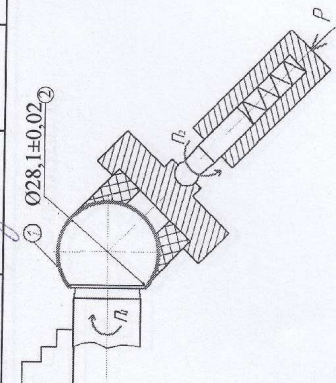






Разраб.	Ефросинин	ИСКМ	1
Пров.	Мельниченко В.В.	им. В.Н. Бакуля	
Н. контр.	Тимошенко Л.М.	Головка эндопротеза тазобедренного сустава из ВТ1-0	045



③ Ø28,1±0,02

②

16

10

Р	ПИ	Оборудование, устройство ЧПУ	Обозначение программы
О 01	Притереть поверхность 1 выдерживая размер 2	1К62	
Т 02	200/160 притир; МКЦ(1)-50 микрометр		
Р 03	Р=50 Н		
04			1000 81
О 05	Контроль исполнителем		
06			
07			
08			
09			
10			
ОК		17	



Разраб.	Ефросинин	ИСМ им. В.Н. Бакуля	Головка эндопротеза тазобедренного сустава из ВТ1-0	20	050	I
Пров.	Мельниченко В.В.					
Н. контр.	Тимошенко Л.М.					

⌀ 28.05±0.02

Наименование операции		Материал	
Токарная		ВТ1-0	
Твердость	ЕВ	МД	Профиль и размеры
160 HB	кГ	0,05	МЗ
Оборудование, устройство ЧПУ		Обозначение программы	
1К62			
То	Тв	Тпз.	Тшт.
1,6	1	0,78	2,83
Д или В	L	t	i
ПИ		s	n
			V

Р	Пригнеть поверхность 1 выдерживая размер 2
О 01	
Т 02	125/100 пригир; МКЦ(1)-50 микрометр
Р 03	Р=50 Н
04	
О 05	Контроль исполнителем
06	
07	
08	
09	
10	
ОК	
18	



Разраб.	Ефросинин	Р.В.	ИСМ им. В.Н. Бакуля	Головка эндопротеза тазобедренного сустава из ВТ1-0	20	055
Пров.	Мельниченко В.В.	М.В.				
		Тимошенко Л.М.				
Н. контр.	Тимошенко Л.М.	М.В.				

Ø 28,04±0,01<sup>2</sup>

Р	ПИ										
О 01	Притереть поверхность 1 выдерживая размер 2										
Т 02	63/50 притир; МКЦ(1)-50 микрометр										
Р 03	Р=50 Н										
04											
О 05	Контроль исполнителем										
06											
07											
08											
09											
10											
ОК											

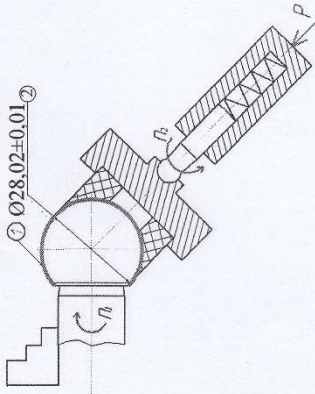
19



Разраб.	Ефросинин	ИСМ	1	
Пров.	Мельниченко В.В.	им. В.Н. Бакуля		
Н. контр.	Тимошенко Л.М.	Головка эндопротеза тазобедренного сустава из ВТ1-0	20	060

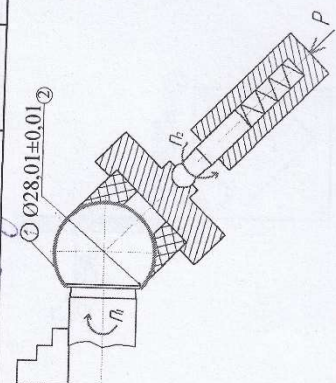
Наименование операции		Материал	
Токарная		ВТ1-0	
Твердость	ЕВ	МД	Профиль и размеры
160 НВ	кГ	0,05	МЗ
Оборудование, устройство ЧПУ		Обозначение программы	
1К62			
То	Тв	Тп.з.	Тшт.
5,8	1	2,04	7,41
Д или В	L	t	i
пи		s	n
			v

P	ПИ	
О 01	Притереть поверхность 1 выдерживая размер 2	
Т 02	28/20 притир; МКЦ(1)-50 микрометр	
Р 03	Р=50 Н	
04		
О 05	Контроль исполнителем	
06		
07		
08		
09		
10		
ОК		20

Разраб.	Ефросинин	ИСКМ	1
Пров.	Мельниченко В.В.	им. В.Н. Бакуля	
Н. контр.	Тимошенко Л.М.	Головка эндопротеза тазобедренного сустава из ВТ1-0	20 065



Наименование операции

Токарная

Материал

ВТ1-0

Твердость	ЕВ	МД	Профиль и размеры	МЗ	КОИД
160 НВ	кГ	0,05		0,051	1
Оборудование, устройство ЧПУ					
1К62					
То	Тв	Тп.з.	Тшт.		
11	1	3,6	13,08		
Д или В	L	t	i	s	n
					V

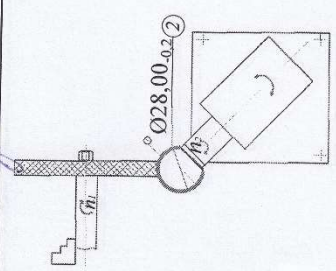
Р	ПИ	
О 01	Притереть поверхность 1 выдерживая размер 2	
Т 02	20/14 притир; МКЦ(1)-50 микрометр	
Р 03	Р=50 Н	
04	1000 81	
О 05	Контроль исполнителем	
06		
07		
08		
09		
10		
ОК	21	





Разраб.	Ефросинин	ИСМ им. В.Н. Бакуля	Головка эндопротеза тазобедренного сустава из ВТ1-0	20	075	1
Пров.	Мельниченко В.В.					
Н. контр.	Тимошенко Л.М.					



Твердость 160 НВ

Оборудование, устройство ЧПУ 1K62

То	Тв	Тп.з.	Тшт.
2	1,5	1,05	3,81

Р	Ши	Д или В	L	t	i	s	n	V
O 01	Полировать поверхность 1 выдерживая размер 2							
T 02	2 полировочный круг; 2 компаунд полировочный; МКЦ(1)-50 микрометр							
P 03	n <sub>2</sub> =120 об/мин							
04	1000 367							
O 05	Контроль исполнителем							
06								
07								
08								
09								
10								
OK		23						





Разраб.	Ефросинин	ИСКМ	1
Пров.	Мельниченко В.В.	им. В.Н. Бакуля	
Н. контр.	Тимошенко Л.М.	Головка эндопротеза тазобедренного сустава из ВТ1-0	085

Наименование операции		Материал	
Токарная		ВТ1-0	
Твердость	ЕВ	МД	Профиль и размеры
160 НВ	кГ	0,05	МЗ
Оборудование, устройство ЧПУ		Обозначение программы	
1К62			
То	Тв	Тп.з.	Тшт.
2	1,5	1,05	3,81
D или B	L	t	i
пи		s	n
			V

Р	Полировать поверхность 1 выдерживая размер 2					
О 01						
Т 02	4 полировочный круг; 4 компаунд полировочный; МКЦ(1)-50 микронметр					
Р 03	n <sub>2</sub> =120 об/мин			3000		1120
04						
О 05	Контроль исполнителем					
06						
07						
08						
09						
10						
ОК						25



Додаток К  
Акт впровадження

АКТ



Впровадження у виробництво результатів дисертаційної роботи Єфросініна Дмитра Володимировича «Технологічне забезпечення точності та шорсткості поверхні головки ендопротеза кульшового суглобу з титану».

Для впровадження у виробництво виконувались дослідні роботи спільно з Інститутом надтвердих матеріалів ім. В. М. Бакуля НАН України та Фізико-механічним інститутом ім. Г. В. Карпенка НАН України на виробничих умовах товариства з обмеженою відповідальністю «УкрБудАвтоматика». При реалізації матеріалів дисертаційної роботи Єфросініна Д. В. протягом 2018 року за розробленим технологічним процесом було виготовлено п'ятдесят головок ендопротеза кульшового суглобу з титану марки *Grade 2* для проведення клінічних випробувань та сертифікації.

Розрахований економічний ефект від впровадження у виробництво головки ендопротеза кульшового суглобу з титану склав 577,22 грн. на одній деталі в порівнянні з приблизною вартістю імпортованого продукту.

Серійне виробництво нових головок ендопротеза кульшового суглобу з титану марки *Grade 2* з планом виготовлення 1500 штук на рік буде розпочато наприкінці 2020 року.

Головний інженер

Єфременко Є. П.